

УДК 612.741.1:519.2

Метод виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини

Дозорська О. Ф., Яворська Є. Б., Дозорський В. Г., Дедів Л. Є., Дедів І. Ю.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

E-mail: vasildozorskiy1985@gmail.com

В роботі розроблено метод опрацювання електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. Метод дає можливість виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічного сигналу, зареєстрованого з поверхні шиї пацієнтів поблизу голосових складок. За цими ознаками можна проводити ідентифікацію окремих подумки вимовлених голосних та приголосних вокалізованих фонем та проводити розпізнавання власне мови пацієнтів із порушеною чи втраченою комунікативною функцією. Розроблений метод включає в себе два етапи, а саме: підготовчий та основний. Метою підготовчого етапу є отримання даних про індивідуальні особливості мови пацієнта, зокрема наближеного значення частоти основного тону та частотного інтервалу існування частоти основного тону при намаганні вимовляння пацієнтом тестових послідовностей звуків у визначені моменти часу. Ці дані є необхідні для можливості застосування основного етапу методу, що передбачає опрацювання електроміографічних (ЕМГ) сигналів, зареєстрованих при довільному намаганні вимовляння пацієнтом довільних звуків, слів чи фраз. Запропоновано для виявлення часових інтервалів наявності ознак основного тону проводити опрацювання електроміографічних сигналів методами спектрально-кореляційного аналізу із застосуванням методу ковзного вікна при поданні таких біосигналів у вигляді кусково-стаціонарного випадкового процесу. При цьому, в межах кожної трансляції ковзного вікна проводиться обчислення оцінок розподілу спектральної густини потужності та усереднення цих оцінок за частотою і потужністю в межах попередньо визначеного інтервалу існування частоти основного тону. Отримані усереднені оцінки дають можливість встановлення часових інтервалів наявності основного тону та відповідно наступної ідентифікації голосних та приголосних вокалізованих фонем. Проведено опрацювання розробленим методом експериментально зареєстрованого ЕМГ сигналу із різними значеннями ширини ковзного вікна.

Ключові слова: комунікативна функція; електроміографічний сигнал; голосовий сигнал; частота основного тону

DOI: [10.20535/RADAP.2020.81.56-64](https://doi.org/10.20535/RADAP.2020.81.56-64)

Вступ. Постановка задачі

Однією із найбільш важливих функцій мови людини є комунікативна функція, що забезпечує можливість спілкування. У фізіологічному плані в процесі реалізації комунікативної функції задіюється значне число органів, що утворюють складну систему [1], кінцевим виконавчим елементом якої є органи голосового апарату (голосові складки, язик, губи, ніс, м'язи м'язи лица, гортань тощо). У результаті злагодженої роботи цих органів формуються акустичні сигнали – голосові звуки, які і використовуються для обміну інформацією [2, 3]. При цьому, найменшими неподільними структурно-

семантичними звуковими одиницями мовлення є фонемі.

Однак, спостерігається зростання кількості людей із порушеннями чи втратою комунікативної функції, зокрема, внаслідок отриманих травм, перенесених захворювань чи оперативних втручань. В тих випадках, коли класичні способи реабілітації, які ґрунтуються на відновленні функціонування відповідних систем, не дають належного результату, актуальним є розроблення технічних засобів, які давали б можливість забезпечення компенсації порушеної комунікативної функції із використанням опосередкованих способів, що ґрунтуються на відборі та опрацюванні біосигналів, які виникають в процесі реалізації комунікативної функції. Такі

способи повинні давати можливість отримання інформації, достатньої для виявлення ознак процесу мовлення та ідентифікації окремих фонем в структурі цих біосигналів. Це дасть можливість зрозуміти пацієнта, який знаходиться при свідомості, але втратив (тимчасово чи назавжди) можливість розмовляти (параліч, підключення до апарату штучної вентиляції легенів, проведена трахеотомія тощо).

В області біомедицинської інженерії, яка пов'язана з розробленням технічних засобів відбору та опрацювання біосигналів, існує ряд способів, які в перспективі можуть бути використані для компенсації порушеної комунікативної функції. Такі способи ґрунтуються в основному на відборі та опрацюванні електроміографічних (ЕМГ) сигналів мімічних м'язів лица [4–8], ЕМГ сигналів, зареєстрованих з поверхні шиї [9], електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів [10–12]. Провівши аналіз можливості застосування для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини таких типів біосигналів виявлено недоліки, пов'язані із недостатньою інформативністю кожного окремо взятого типу біосигналів, оскільки: 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; виділення в структурі ЕЕГ сигналів ознак, за якими можна було б проводити ідентифікацію та розпізнавання окремих фонем чи слів, є складним та 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 ЕЕГ сигналів).

Авторами запропоновано спосіб компенсації порушеної комунікативної функції [13, 14], в основі якого лежать принципи системно-сигнальної концепції та положення нейрохронаксічної теорії фонації. Відповідно до принципів системно-сигнальної концепції, основним джерелом відомостей про роботу системи є сигнал, який утворюється в процесі функціонування цієї системи. Тому, проводити компенсацію порушеної комунікативної функції можна шляхом відбору та належного опрацювання біосигналів, які виникають у процесі мовлення. Методи опрацювання визначатимуть алгоритми функціонування програмного забезпечення технічних засобів компенсації порушеної комунікативної функції людини. Запропонований спосіб ґрунтується на паралельному відборі та опрацюванні ЕЕГ сигналів та ЕМГ сигналів, що зареєстровані з поверхні шиї

поблизу голосових складок. В праці [13] обґрунтовано достатню інформативність таких ЕЕГ та ЕМГ сигналів для ідентифікації окремих фонем та розпізнавання мови у людей із порушеною комунікативною функцією, а також розроблено методи опрацювання ЕЕГ сигналів. Важливим є питання розроблення методу опрацювання ЕМГ сигналів для виявлення в структурі таких сигналів додаткових ознак наявності процесу мовлення у людей із порушеною комунікативною функцією. Проаналізуємо ці ознаки.

Відповідно до положень нейрохронаксічної теорії фонації [15] голосові складки коливаються не пасивно під дією турбулентного потоку повітря, що нагнітається легенями, а активно – під впливом нервових імпульсів, що надходять від мовних центрів головного мозку. При цьому, частота цих імпульсів співпадає з частотою основного тону (ЧОТ) продукovanого голосового сигналу. Значення цієї частоти має проявлятися у структурі ЕМГ сигналів. Також ЧОТ є індивідуальною мовленнєвою характеристикою та є присутня в структурі голосних та приголосних вокалізованих звуків. Також, часовий інтервал наявності ЧОТ в структурі різних звуків однієї особи є різним. Відповідно, значення ЧОТ та часовий інтервал наявності ЧОТ в структурі ЕМГ сигналів будуть інформативними ознаками, необхідними для виявлення та ідентифікації голосних та приголосних вокалізованих фонем.

Відповідно, метод опрацювання ЕМГ сигналів, зареєстрованих з поверхні шиї поблизу голосових складок, повинен давати можливість виявлення ознак основного тону (ОТ) в структурі таких сигналів.

1 Спосіб математичного подання електроміографічного сигналу

Для розроблення методу опрацювання ЕМГ сигналів необхідно обґрунтувати вибір способу математичного подання таких біосигналів, зокрема їхньої математичної моделі. Математична модель повинна містити інформативні ознаки, за якими можна було б проводити виявлення ознак та ідентифікацію окремих фонем в структурі ЕМГ сигналів.

Для обґрунтування математичної моделі ЕМГ сигналу припущено, що: 1) ділянки ЕМГ сигналу в стані спокою – при відсутності процесу мовлення за незмінних додаткових факторів (емоційний стан, положення пацієнта в просторі, зовнішні умови) – будуть стаціонарними; 2) ділянки ЕМГ сигналу при 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 ЕМГ сигналів ознак

процесу реалізації комунікативної функції зведеться до задачі виявлення характерних для такого процесу змін властивостей цих біосигналів. Тому, як математичну модель ЕМГ сигналу використано кусково-стаціонарний випадковий процес [16], для якого куски стаціонарності відповідатимуть станам наявності та відсутності ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналу. За часовими ж моментами переходу від одного куска стаціонарності до іншого можна визначити часові інтервали наявності ознак ОТ.

На основі обґрунтованої математичної моделі необхідним є розроблення методу опрацювання ЕМГ сигналів для вирішення поставленої задачі.

2 Метод опрацювання електроміографічних сигналів для виявлення ознак основного тону

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 ЧОТ 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, 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 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 $\hat{R}_\xi(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) \cdot \xi(t + \tau) d(\tau)$ – оцінка автокореляційної функції;

3) оцінювання наявності максимуму 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 ЧОТ для осіб різної статі, а частота розміщення першого максимуму в оцінках розподілу спектральної густини потужності відповідає ЧОТ (формантний аналіз);

4) оцінювання наближеного значення ЧОТ;

5) оцінювання інтервалу існування ЧОТ.

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 ЧОТ;

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 цього використано результати чисельних досліджень О. Сабуро, Ф. Гремі, А. Мулонге, Р. Юссона, що описані в праці [15]. Ними було показано, що голосові складки починають коливатись швидше початку генерування мовних звуків і продовжують коливатись певний час після припинення генерування мовних звуків. В окремих випадках показано, що голосові складки здійснюють близько 50 додаткових коливань до та після генерування мовного звуку. Таким чином наявність ознак ОТ в структурі ЕМГ сигналів можна виявляти шляхом опрацювання цих сигналів в межах ковзного вікна, ширина якого також буде рівною тривалості 50-ти періодів ОТ.

Наближене значення ЧОТ 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 ЧОТ вибирається із припущення, що значення ЧОТ для одного диктора в однакових умовах розподіляється за законом, який є близьким до нормального. Цей факт був підтверджений в працях [17–19]. Враховуючи це припущення величина інтервалу існування ЧОТ може бути визначена за правилом 3-х сигм (3σ) [20], відповідно до якого не менш, ніж із 99,7% достовірністю всі значення нормально розподіленої випадкової величини x (масив значень ЧОТ) лежать в інтервалі $[\bar{x} - 3\sigma; \bar{x} + 3\sigma]$, за умови що величина \bar{x} достеменно відома, а не отримана в

результаті обробки вибірки, при чому:

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

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

де: σ – стандартне відхилення вибірки x ; x_i – i -тий елемент вибірки; \bar{x} – середнє арифметичне вибірки значень ЧОТ; n – об'єм вибірки.

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.

В нашому випадку значення величини \bar{x} невідоме, а об'єм вибірки x експериментально визначених значень ЧОТ 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 [20]:

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

де: s – кореговане стандартне відхилення, незміщена оцінка середньоквадратичного відхилення випадкової величини X відносно її математичного сподівання; x_i – i -тий елемент вибірки; \bar{x} – математичне сподівання вибірки значень ЧОТ; n – об'єм вибірки.

3 Верифікація методу опрацювання електроміографічних сигналів

Для верифікації запропонованого методу опрацювання ЕМГ сигналів проведено експериментальний відбір таких сигналів із застосуванням системи відбору, що описана в праці [21]. Відбір ЕМГ сигналів проводився із осіб різного віку і статі. Далі наводяться результати опрацювання сигналів, які відібрані від однієї особи.

В процесі відбору особа вимовляла вголос різні голосні та приголосні вокалізовані звуки, які реєструвались із використанням електродинамічного мікрофона. ЕМГ та голосовий сигнали реєструвались одночасно. Голосовий сигнал необхідний для верифікації методу опрацювання, оскільки за ним можна визначити часові інтервали прояву ОТ в структурі ЕМГ сигналу, які повинні відповідати аналогічним інтервалам, отриманим в результаті

опрацювання ЕМГ сигналу запропонованим методом. Для реєстрації обох сигналів використовувався персональний комп'ютер та програмне забезпечення Adobe Audition 3.0. Реєстрограми обох сигналів для однієї особи наведені на рис. 1.

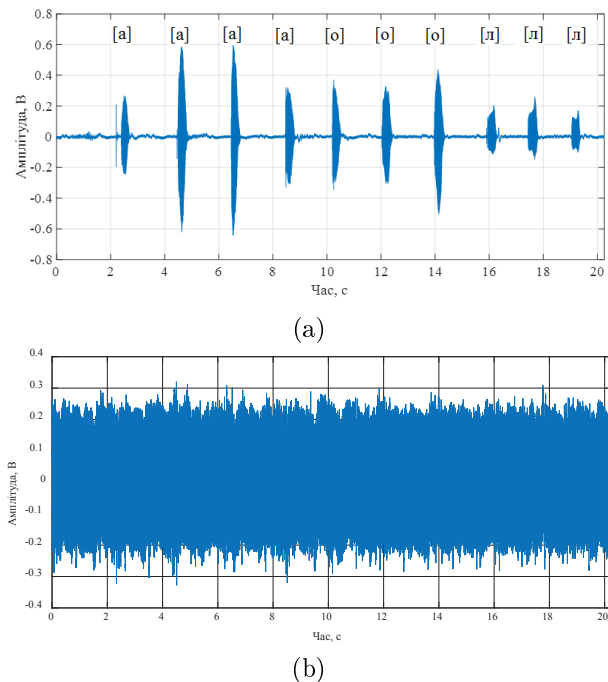


Рис. 1. Реєстрограми одночасно відібраних голосового сигналу (а) із позначенням звуків, які реєструвались, та ЕМГ сигналу (б)

Проведено оцінювання наближеного значення ЧОТ за голосовим сигналом. Для цього проведено його опрацювання методом формантного аналізу, відповідно до якого частота розміщення першого максимуму в спектрі потужності відповідає ЧОТ. Опрацювання виконувалось на ділянках, що відповідають голосним та приголосним вокалізованим звукам. Для опрацювання використано пакет прикладних програм Matlab R15а. Проведено опрацювання 40 реалізацій окремих звуків. Приклади оцінок розподілу спектральної густини потужності деяких звуків наведено на рис. 2.

За отриманими розподілами спектральної густини потужності обчислено значення частот розміщення першого максимуму та відповідно наближеного значення ЧОТ. Обчислено середнє значення ЧОТ, яке становить 202,8 Гц. Використовуючи вираз (2) обчислено інтервал існування ЧОТ. Для аналізованих реєстрограм голосового сигналу цей інтервал становить (166-239,6) Гц.

З рис. 1а видно, що ЕМГ сигнал є значно зашумленим, тому проведено його фільтрацію для збільшення співвідношення сигнал/шум. Для цього використано метод спектрального віднімання (spectral subtraction), що є реалізований у вигляді окремої функції в середовищі Adobe Audition. При цьому необхідним є задання ділянки сигналу, яка являє собою шум і не містить корисного сигналу. У нашо-

му випадку такою ділянкою можуть бути перші дві секунди реєстрограми ЕМГ сигналу.

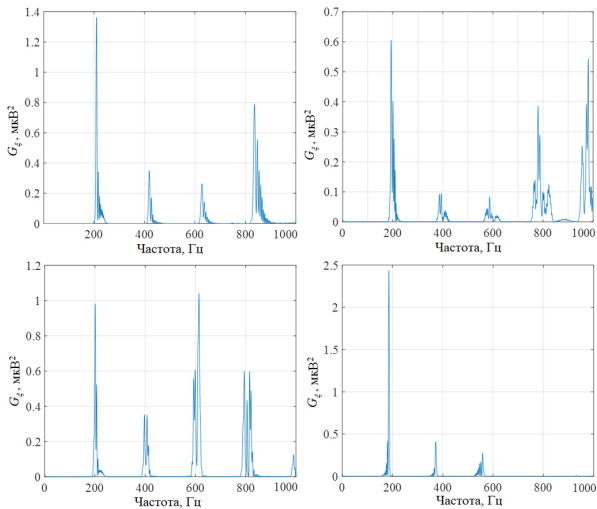


Рис. 2. Оцінки розподілу спектральної густини потужності деяких голосних та приголосних вокалізованих звуків

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. Далі 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. 3.

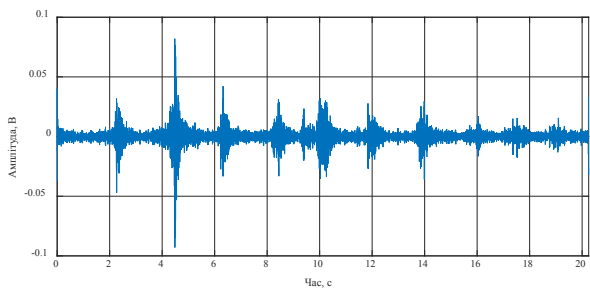
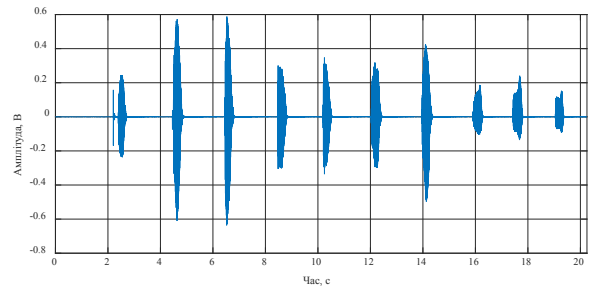
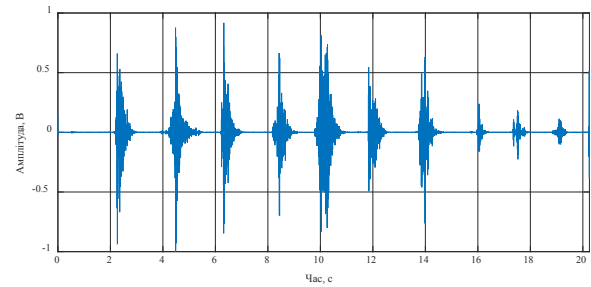


Рис. 3. Реєстрограма ЕМГ сигналу після застосування методу спектрального віднімання та нормалізації

На рис. 3 можна легко помітити ділянки збільшення амплітуди ЕМГ сигналу, які наближено відповідають ділянкам реєстрограми голосового сигналу із голосними та приголосними вокалізованими звуками. Для кращого подавлення шуму застосовано ще раз метод спектрального віднімання та нормалізації. Також такий же метод фільтрації застосовано і для реєстрограми голосового сигналу. Вигляд отриманих реєстрограм голосового та ЕМГ сигналів наведено на рис. 4.



(a)



(b)

Рис. 4. Вигляд реєстрограм відфільтрованого голосового сигналу (a) та ЕМГ сигналу (b)

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 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. Зформовано ковзне вікно із шириною, яка рівна 50 періодам ОТ. Наближене значення періоду ОТ є оберненим до ЧОТ, наближене значення якої було попередньо отримане із зареєстрованого голосового сигналу. Величина періоду ОТ при цьому становить 4,93 мс. Відповідно ширина вікна становить 0,25 с.

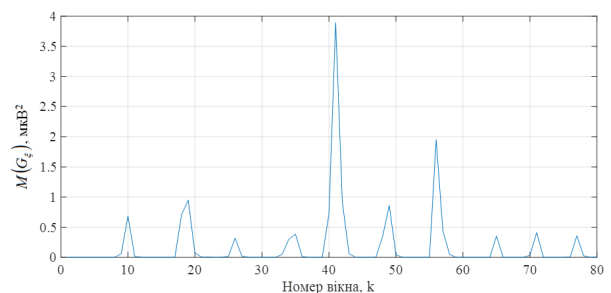


Рис. 5. Усереднені оцінки розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна

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 ЧОТ (166-239,6 Гц). Вигляд отриманих усереднених оцінок

розподілу спектральної густини потужності наведено на рис. 5.

На рис. 6 наведено співставлення голосового сигналу, ЕМГ сигналу та усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна.

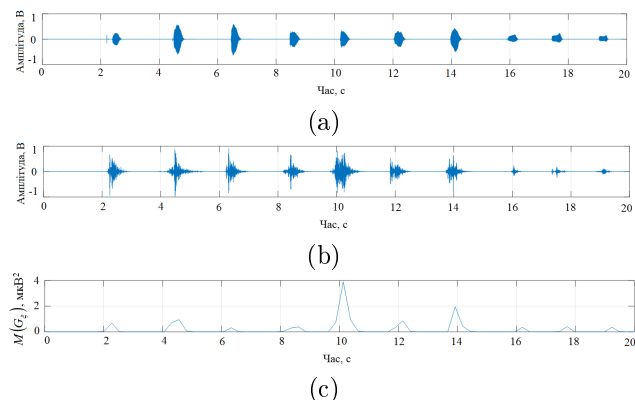


Рис. 6. Вигляд голосового сигналу (а), ЕМГ сигналу (б) та усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності ЕМГ сигналу, що обчислені в межах кожної трансляції ковзного вікна (с)

З рис. 6 можна зробити висновок, що складові ОТ з'являються в структурі ЕМГ сигналу швидше генерованого голосового сигналу, що додатково підтверджує окремі положення нейроронаксичної теорії.

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. 7.

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.

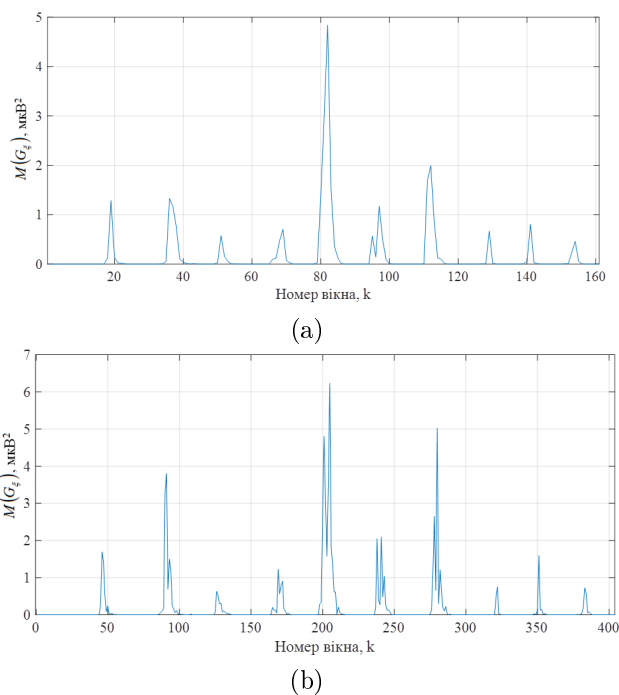


Рис. 7. Графіки усереднених оцінок розподілу спектральної густини потужності, обчислених в межах кожної трансляції ковзного вікна, ширина якого становила 25 (а) та 10 (б) періодів ОТ

Висновки та рекомендації

Відповідно, розроблений метод опрацювання ЕМГ сигналів, що зареєстровані із поверхні шиї пацієнтів поблизу голосових складок, дає можливість виявлення ознак ОТ та часових інтервалів наявності ОТ в структурі таких сигналів, що є необхідним для наступної ідентифікації окремих голосних та приголосних вокалізованих фонем для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. На основі отриманих результатів можливим стає розроблення спеціалізованих технічних засобів компенсації порушеної комунікативної функції людини.

Перелік посилань

1. Кашкин В. Б. Введение в теорию коммуникации : учеб. пособие / В. Б. Кашкин. – М. : ФЛИНТА, 2013. – 224 с. ISBN 978-5-9765-1424-9
2. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика: учеб. для вузов / А. Н. Ремизов, А. Г. Максина, А. Я. Потапенко. – 4-е изд., перераб. и дополн. – М. : Дрофа, 2003. – 560 с.
3. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг. / В. Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош. – Нора-прінт, 2001. – 516 с.
4. Jia Xueqian, Jinghong Li, and Yuyuan Du. Unvoiced Speech Recognition Based on One-Channel Facial Myoelectric Signal. The Sixth World Congress on Intelligent Control and Automation, 2008, pp. 9362- 9366.

5. Jorgensen C., Lee D., Agabon S. Sub Auditory Speech Recognition Based on EMG/EPG Signals. *Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks*, 2003, pp. 3128-3133.
6. Jou, S.-C., Maier-Hein, L., Schultz, T., Waibel, A.: Articulatory feature classification using surface electromyography. In: *Acoustics, Speech and Signal Processing, ICASSP 2006 Proceedings*, pp. I-605-I-608 (2006).
7. Impact of Different Speaking Modes on EMG-based Speech Recognition / Michael Wand, Szu-Chen Stan Jou, Arthur R. Toth, Tanja Schultz // *Interspeech 2009*, 6-10 September, Brighton UK. – pp. 648-651.
8. Subvocal Speech Recognition System based on EMG Signals / Yukti Bandi // *International Conference on Computer Technology (ICCT 2015)*; *International Journal of Computer Applications*, pp. 31-35.
9. Санников В. Силой мысли // *Популярная механика*. – 2008. – №6(68). – с.72-75.
10. Brigham, K.; Vijaya Kumar, B.V.K., "Imagined Speech Classification with EEG Signals for Silent Communication: A Preliminary Investigation into Synthetic Telepathy June 2010 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering.
11. Brigham, K.; Vijaya Kumar, B.V.K., "Subject Identification from Electroencephalogram (EEG) Signals During Imagined Speech 2010 Fourth IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS) // September 2010.
12. Porbadnigk A.; Wester M.; Schultz, T., "EEG-Based Speech Recognition: Impact of Temporal Effects 2009. 2nd International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing (Biosignals 2009), Porto, Portugal.
13. Дозорська О. Ф. Відбір та опрацювання біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції мови людини / О. Ф. Дозорська, В. Г. Дозорський, Є. Б. Яворська // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. – Кременчук: КрНУ, 2017. – Випуск 4(105). – С. 9-14.
14. Дозорська О. Ф. Застосування нейрохронаксічної теорії фонації для задачі відновлення комунікативної функції мови людини / О. Ф. Дозорська, В. Г. Дозорський, Л. Є. Дедів, І. Ю. Дедів, Є. Б. Яворська // *Znanstvena misel*. – Slovenia, 2017. – №12. – с. 57-61.
15. Рауль Юссон. Певческий голос: исследование основных физиологических и акустических явлений певческого голоса. – М.: Музыка, 1974. – 263 с.
16. Методи оцінювання точності інформаційно-вимірювальних систем діагностики : Монографія / [Н. Б. Марченко, В. В. Нечипорук, О. П. Нечипорук, Ю. В. Пепя]. – К.: НАУ, 2014. – 377 с.
17. Омельченко А. В. Статистический синтез алгоритмов оценивания периода основного тона речевых сигналов / А. В. Омельченко, А. И. Песняков // *Радиоэлектроника и информатика (Кибернетика)*. – М. : РИ, 1999, № 1. – С. 22-25.
18. Генерация криптографических ключей на основе голосовых сообщений / Е. А. Сулавко, А. В. Еременко, Р. В. Борисов // *Прикладная информатика / Journal of Applied Informatics*. – 2016. – №5(65). – С. 78-91.
19. Рихтер С. Г. Устройства преобразования и обработки информации в системах подвижной радиосвязи. – М.: Московский технический университет связи и информатики, 2006. – 66 с.
20. Ивченко Г. И., Медведев Ю. И. Введение в математическую статистику. – М. : Издательство ЛКИ, 2010. – 600 с.
21. Дозорська О. Ф. Структура системи відбору біосигналів для задачі відновлення комунікативної функції людини / О. Ф. Дозорська, В. Г. Дозорський, Є. Б. Яворська, І. Ю. Дедів, Л. Є. Дедів, І. Ю. Паньків // *Вісник Хмельницького національного університету. Технічні науки*. – Хмельницький : ХНУ, 2019. – №2(271). – С.183-187.

References

- [1] Kashkyn V. B. *Vvedenye v teoriyu kommunykatsyy [Introduction to Communication Theory]*. Moskov, FLYNTA, 2013, 224 p.
- [2] Remizov A. N., Maksina A. G., Potapenko A. Ya. *Meditsinskaya i biologicheskaya fizika [Medical and biological physics]*. Moskov, Drofa, 2003, Iss. 4, 560 p.
- [3] Abakumov V., Rybin O., Svatosh I. *Biomedychni syhnyaly. Henezys, obrobka, monitorynh [Biomedical signals. Genesis, processing, monitoring]*. Nora-print, 2001, 516 p.
- [4] Jia X., Wang X., Li J. and Du Y. (2006) Unvoiced Speech Recognition Based on One-Channel Facial Myoelectric Signal. *2006 6th World Congress on Intelligent Control and Automation*, pp. 9362- 9366. DOI: 10.1109/wicac.2006.1713813
- [5] Jorgensen C., Lee D. and Agabon S. (2003) Sub auditory speech recognition based on EMG signals. *Proceedings of the International Joint Conference on Neural Networks, 2003.*, pp. 3128-3133. DOI: 10.1109/ijcnn.2003.1224072
- [6] Jou S., Maier-Hein L., Schultz T. and Waibel A. (2006) Articulatory Feature Classification using Surface Electromyography. *2006 IEEE International Conference on Acoustics Speed and Signal Processing Proceedings*, pp. I-605-I-608. DOI: 10.1109/icassp.2006.1660093
- [7] Wand, Michael, Jou, Szu-Chen Stan, Toth Arthur R., Schultz Tanja (2009) Impact of different speaking modes on EMG-based speech recognition. *INTERSPEECH 2009 10th Annual Conference of the International Speech Communication Association*, pp. 648-651.
- [8] Yukti Bandi. Subvocal Speech Recognition System based on EMG Signals. *International Journal of Computer Applications, International Conference on Computer Technology (ICCT 2015)*, pp. 31-35.
- [9] Sannikov V. Siloi mysli [By the power of thought]. *Populyarnaya mekhanika*, 2008, Vol. 6(68), pp.72-75.
- [10] Brigham K. and B. V. K. V. Kumar (2010) Imagined Speech Classification with EEG Signals for Silent Communication: A Preliminary Investigation into Synthetic Telepathy. *2010 4th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*, pp. 1-4. DOI: 10.1109/icbbe.2010.5515807
- [11] Brigham K. and B. V. K. V. Kumar (2010) Subject identification from electroencephalogram (EEG) signals during imagined speech. *2010 Fourth IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS)*, pp. 1-8. DOI: 10.1109/btas.2010.5634515

- [12] Porbadnigk A.; Wester M.; Calliess J.; Schultz T. (2009). EEG-BASED SPEECH RECOGNITION - Impact of Temporal Effects. *Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, Volume 1: BIOSIGNALS, (BIOSTEC 2009) ISBN 978-989-8111-65-4, pages 376-381. DOI: 10.5220/0001554303760381
- [13] Yavorska Ye. B., Dozorska O. F., Dozorskyi V. G. (2017) Selection and processing of biosignals for the task of human communicative function restoring. *Transactions of Kremenchuk Mykhailo Ostrohradskyi national university*, Issue 4(105), pp. 9-14.
- [14] Yavorska Ye. B., Dozorskyi V. G., Dozorska O. F., Dediv L. Ye., Dediv I. Yu. (2017) Application of the neurochronous phonation theory for the problem of human communicative function restoration. *Znanstvena misel journal*, Vol. 12, pp. 57-61.
- [15] Raul' Yussou. Pevcheskii golos: issledovanie osnovnykh fiziologicheskikh i akusticheskikh yavlenii pevcheskogo golosa [Singing voice: a study of the basic physiological and acoustic phenomena of the singing voice]. Moskov, Muzyka, 1974, 263 p.
- [16] Marchenko N. B., Nechyporuk V. V., Nechyporuk O. P., Pepa Yu. V. Metody otsiniuvannya tochnosti informatsiinomyriuvalnykh system diahnozyky [The methods for evaluating the accuracy of information-measuring systems of diagnosis] : Monohrafiya. Kyiv, NAU, 2014, 377 p.
- [17] Omel'chenko A. V., Pesnyakov A. I. Statisticheskii sintez algoritmov otsenivaniya perioda osnovnogo tona rechevykh signalov [Statistical synthesis of algorithms for estimating the main tone period of speech signals]. *Radioelektronika i informatika (Kibernetika)*, Moskov, 1999, Vol. 1, pp. 22-25.
- [18] Sulavko E. A., Eremenko A. V., Borisov R. V. (2016) Cryptographic keys generation based on voice messages. *Journal of Applied Informatics*, Vol. 11, No. 5(65), pp. 76-89.
- [19] Rikhter S. G. Ustroistva preobrazovaniya i obrabotki informatsii v sistemakh podvizhnoi radiosvyazi [Devices for converting and processing information in mobile radio systems]. Moskov, Moskovskii tekhnicheskii universitet svyazi i informatiki, 2006, 66 p.
- [20] Ivchenko G. I., Medvedev Yu I. Vvedenie v matematicheskuyu statistiku [Introduction to Mathematical Statistics]. Moskov, LKI, 2010, 600 p.
- [21] Dozorska O.F., Dozorskyi V.G., Yavorska Ye.B., Dediv I. Yu., Dediv L. Ye., Pankiv I. Yu. (2019) The structure of biosignals selection system for the task of human communicative function restoring. *Herald of Khmelnytskyi national university. Technical sciences*, Vol. 2 (271), pp. 183-187. DOI: 10.31891/2307-5732-2019-271-2-183-187

Метод виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини

Дозорська О. Ф., Яворська Е. Б., Дозорський В. Г., Дедів Л. Е., Дедів І. Ю.

В роботі розроблено метод обробки електроміографічних сигналів для задачі компенсації порушеної комунікативної функції людини. Метод дає можливість виявлення ознак основного тону в структурі електроміографічного сигналу, зареєстрованого з поверхні шиї пацієнтів поблизу голосових зв'язок. По цим ознакам можна проводити ідентифікацію окремих мислено произнесених гласних і согласних вокалізованих фонем і проводити розпізнавання власної мови пацієнтів з порушеною або втраченою комунікативною функцією. Розроблений метод включає в себе два етапи, а саме: підготовчий і основний. Метою підготовчого етапу є отримання даних про індивідуальні особливості мови пацієнта, в частині приблизного значення частоти основного тону і частотного інтервалу існування частоти основного тону при спробі произнесения пацієнтом тестових послідовностей звуків в певні моменти часу. Ці дані необхідні для можливості застосування основного етапу методу, передбачаючого обробку електроміографічних сигналів, зареєстрованих при довільній спробі произнесения пацієнтом довільних звуків, слів або фраз. Предложено для виявлення часових інтервалів наявності ознак основного тону проводити обробку електроміографічних сигналів методами спектрально-кореляційного аналізу з застосуванням методу ковзаючого вікна при подачі таких біосигналів в вигляді кусочно-стаціонарного випадкового процесу. При цьому в межах кожної трансляції ковзаючого вікна проводиться вичислення оцінок розподілу спектральної густоти потужності і усереднення цих оцінок по частоті і потужності в межах попередньо визначеного інтервалу існування частоти основного тону. Отримані усереднені оцінки дають можливість встановити часові інтервали наявності основного тону і відповідно наступної ідентифікації гласних і согласних вокалізованих фонем. Проведено обробку розробленим методом експериментально зареєстрованого ЕМГ сигналу з різними значеннями ширини ковзаючого вікна.

Ключові слова: комунікативна функція; електроміографічний сигнал; голосовий сигнал; частота основного тону

The Method of the Main Tone Detection in the Structure of Electromyographic Signals for the Task of Broken Human Communicative Function Compensation

Dozorska O. F., Yavorska E. B., Dozorskyi V. G., Dediv L. Ye., Dediv I. Yu.

In the work the method of electromyographic signals processing for the task of broken human communicative function compensation is developed. The method allows to detect the signs of main tone in the structure of electromyographic signals, that were recorded from the surface of patients neck near the vocal folds. Using this signs it is possible to identify the mentally spoken vowel and vocalised consonant phonemes and to identify the speech

of patients with broken or lost communicative function. The developed method includes two stages, namely: preparatory and basic. The purpose of the preparatory stage is to obtain data on the individual features of the patient's speech, in particular the approximate value of the main tone frequency and the frequency interval of the main tone frequency when patient is trying to utter test sequences of sounds at certain points in time. These data are necessary to enable the use of the basic stage of the method, which involves the processing of electromyographic signals recorded in an arbitrary attempt to pronounce arbitrary sounds, words or phrases by the patient. It is proposed to processing the electromyographic signals by methods of spectral-correlation analysis using the sliding window method if presenting of such biosignals in the form of a

piecewise stationary random process to detect the time intervals of the presence of main tone signs. Within each sliding window the estimates of the power spectral density distribution are calculated and averaged over the frequency and power within the predetermined interval of existence of the main tone frequency. The obtained averaged estimates make it possible to set the time intervals of the main tone presence and, accordingly, the subsequent identification of vowel and consonant vocalised phonemes. The experimentally registered EMG signal was processed by the developed method with different values of the sliding window width.

Key words: communicative function; electromyographic signal; speech signal; main tone frequency