

УДК 004.932.2:519.652

Савков О. О.¹, Мороз В. В.²

¹Аспірант кафедри обчислювальної математики Одеського національного університету ім. І. І. Мечникова, Одеса, Україна

²Канд. техн наук, професор кафедри обчислювальної математики Одеського національного університету ім. І. І. Мечникова, Одеса, Україна

АНАЛІЗ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ НА ОСНОВІ ПСЕВДО-ПЕРЕТВОРЕННЯ ВІГНЕРА-ВІЛЛА

Розглянута задача виділення електроенцефалографічних ритмів та пошуку епілептиформної активності. Об'єктом дослідження є процес виділення електроенцефалографічних феноменів. Предметом дослідження є методи частотно-часового аналізу електроенцефалографічних сигналів.

Мета роботи полягає у підвищенні точності діагностування психічних, психо-соматичних, невротичних та когнітивних розладів людини. Проведено огляд процесу електроенцефалографічного дослідження та ЕЕГ артефактів. Розглянуто види ЕЕГ ритмів та феноменів, які мають специфічні частотно-часові характеристики. Запропоновано метод виділення електроенцефалографічних феноменів на основі аналізу екстремумів функції спектральної щільності згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла. Зроблено порівняння запропонованого методу з віконним перетворенням Фур'є. Як критерій оцінки проаналізованих методів було обрано частотно-часову роздільну здатність отриманих функцій спектральної щільності. Проведено обчислювальний експеримент на наборі епох ЕЕГ сигналів, які містять високочастотні феномени. Розроблено програмне забезпечення, що автоматизує процес дослідження ЕЕГ сигналів та візуалізацію отриманих результатів.

Результати експериментів показують переваги даного підходу у частотно-часовій роздільній здатності над віконним перетворенням Фур'є та дозволяють рекомендувати запропонований метод до практичного застосування для відокремлення ЕЕГ ритмів та виділення високочастотних феноменів.

Ключові слова: ЕЕГ сигнал, частотно-часовий аналіз, віконне перетворення Фур'є, перетворення Вігнера-Вілла.

НОМЕНКЛАТУРА

$h(t)$, $g(t)$ – згладжуючі віконні функції;

k – дискретна змінна часу;

l – кількість екстремумів функції спектральної щільності;

m – дискретна змінна частоти;

M – кількість відліків дискретного сигналу;

N – кількість характерних ознак ритмів та феноменів;

$P[k, m]$ – функція спектральної щільності дискретного перетворення Вігнера-Вілла;

$P(\tau, \omega)$ – функція спектральної щільності неперервного перетворення Вігнера-Вілла;

$P_{PWVD}(k, m)$ – функція спектральної щільності дискретного псевдо-перетворення Вігнера-Вілла;

$P_{PWVD}(\tau, \omega)$ – функція спектральної щільності псевдо-перетворення Вігнера-Вілла;

$P_{SPWVD}(k, m)$ – функція спектральної щільності дискретного згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла;

$P_{SPWVD}(\tau, \omega)$ – функція спектральної щільності згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла;

$s(t)$ – неперервний сигнал;

$s^*(t)$ – комплексно-спряжений сигнал;

S – багатоканальний електроенцефалографічний сигнал;

$S_i^E(t)$ – епоха електроенцефалографічного сигналу;

w – віконна функція;

x – дискретний сигнал;

X_k – пряме дискретне перетворення Фур'є;

$X_{m,k}$ – віконне перетворення Фур'є;

Δf^c – частотна роздільна здатність перетворення Фур'є;

Δt – часова роздільна здатність перетворення Фур'є;

Δf^c – частотно-часова роздільна здатність перетворення Вігнера-Вілла;

τ – неперервна змінна часу;

ω – неперервна змінна кутової частоти;

Ω – множина характерних ознак ЕЕГ ритмів та феноменів;

ЕЕГ – електроенцефалографія.

ВСТУП

Електроенцефалографічне дослідження є одним з сучасних методів функціональної діагностики нервової системи людини. Воно використовується для діагностування психічних, невротичних, когнітивних розладів та є одним з головних методів при діагностиці епілепсії.

Аналіз ЕЕГ сигналу – це комплексний процес. Його можна розділити на первинну обробку, пошук та локалізацію й аналіз та класифікацію феноменів. Процес первинної обробки включає в себе видалення шуму; усунення, якщо це можливо, або локалізацію та видалення з аналізу артефактів ЕЕГ сигналу, відокремлення та аналіз ЕЕГ ритмів, побудову частотно-часово-просторової картини сигналу. На наступних кроках проводиться пошук відомих феноменів та унікальних особливостей сигналу. Далі отримані феномени аналізуються та класифікуються згідно обраної математичної моделі сигналу ЕЕГ.

Метою роботи є дослідження методів відокремлення електроенцефалографічних ритмів та виділення високочастотних феноменів.

1 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Електроенцефалографічне дослідження є важливим етапом медичного обстеження пацієнтів з цілим спектром психічних та психологічних захворювань, тому швидка постановка достовірного діагнозу є необхідною умо-

вою вибору напрямку лікування. Аналіз ЕЕГ сигналів є складним процесом через нелінійну нестационарну природу самого сигналу та велику кількість факторів, які впливають на нього під час проведення процедури електроенцефалографічного дослідження. Тому цей процес поділяється на декілька етапів. Одним з таких етапів є аналіз електроенцефалографічних ритмів та феноменів.

Нехай дано S , який можна представити як множину сигналів $S = \{S_i(t)\}$, $i = 1, 2, \dots, 16$, $t \in [t_0; t_{\max}]$.

Позначимо через $S_i^E(t)$ епоху сигналу $S_i(t)$ як деякий його часовий проміжок на інтервалі $t \in [t_{\min}^E, t_{\max}^E]$. Для кожної епохи необхідно побудувати частотно-часове подання на основі перетворення $X_{m,k}$, $P_{PWVD}(k,m)$ та $P_{SPWVD}(k,m)$. Виконати пошук екстремумів функції

спектральної щільності: $\frac{dP_{SPWVD}(\tau, \omega)}{d\tau} = 0$. Необхідно

зіставити отримані значення частот $\omega_i, i = 0, \dots, l-1$ з характерними ознаками ЕЕГ ритмів та феноменів $\Omega = \{[\omega_{j,\min}, \omega_{j,\max}], j = 1, \dots, N\}$. Виконати порівняльний аналіз з результатами віконного перетворення Фур'є.

2 ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРИ

Аналіз електроенцефалографічних сигналів складається з декількох етапів, одним з яких є аналіз ЕЕГ ритмів сигналу. Поняття ритму було запропоновано на початку розвитку електроенцефалографії для полегшення візуального аналізу ЕЕГ сигналів. Так, один з засновників ЕЕГ дослідження Ганс Бергер, який першим отримав людську електроенцефалограму [1], описав альфа та бета-ритми. У подальшому ЕЕГ ритми були розширені та доповнені Г. Джаспером, В. Волтером [2] та іншими. У сучасній електроенцефалографії ритмічний склад сигналу застосовується у якості одного з критеріїв постановки діагнозу при різноманітних психічних, психоневрологічних порушеннях.

Одним із базових інструментів частотно-часового аналізу ЕЕГ сигналів є перетворення Фур'є. Воно використовується для виділення електроенцефалографічних ритмів [3], під час автоматичної обробки сигналів, детектуванні епілептичних приступів [4], для пошуку сонних веретен [5].

Іншим інструментом частотно-часового аналізу сигналів є перетворення Вігнера-Вілла, яке дозволяє покращити пошук локальних екстремумів енергії за рахунок кращої частотно-часової роздільної здатності [6], [7], [8]. Під час ЕЕГ аналізу перетворення Вігнера-Вілла використовується для детектування епілептичних випадків [9] та пошуку особливостей електроенцефалографічних сигналів [10].

3 МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Сигнал ЕЕГ фіксується за допомогою зовнішніх або внутрішніх електродів, розташованих на скальпі пацієнта. Сучасні електроенцефалографи дозволяють реєструвати від 12 до 128 каналів.

Найбільш розповсюдженою схемою розташування електродів є міжнародна схема «10–20», вперше запро-

понована Г. Г. Джаспером [11]. Місця розташування електродів розраховуються у процентному відношенні до кісних орієнтирів черепа. Замиряються дві основні відстані: від перенісся до потиличного бугра, виміряна через верхівку, та між слуховими проходами, яка проходить через середину першої відстані. Ці відстані приймаються за 100%. Перші електроди встановлюють на відстані 10% від потиличного бугра, наступні через 20% попереду потиличних і так далі, до лобових полюсних електродів, які розташовані на відстані 10% від перенісся. Друга відстань розподіляється аналогічно першій: на відстані 10% догори від слухових проходів розташовують скроневі електроди, через 20% центральні, на середній лінії черепа встановлюють центральні (рис. 1).

Під час ЕЕГ дослідження фіксується різниця електричних потенціалів розташованих на черепі електродів. Сам сигнал ЕЕГ представляє собою складний нелінійний нестационарний процес. Через це аналіз ЕЕГ сигналу є непростю математичною проблемою.

Процес дослідження ЕЕГ сигналу ускладнюється наявністю різноманітних артефактів. Вони можуть бути фізичними (неякісний контакт електродів, електричні та електромагнітні завади) або фізіологічними (окулярні та ковтальні рухи, м'язова та серцева активність, та інші). Тому пошук цих артефактів є важливою частиною обробки сигналу ЕЕГ.

При частотно-часовому аналізі ЕЕГ сигналу використовується поняття ЕЕГ ритму. Кожен ритм має характерний амплітудно-частотний діапазон та відповідає деякому стану мозку людини. Так, альфа-ритм має частоту 8–12 Гц та амплітуду до 100 мкВ. Він максимально виражений в потиличних відділах та реєструється у більшості здорових людей. Альфа-ритм досягає максимальної амплітуди у стані покою, особливо при заплюснених очах. У більшості випадків виникають модуляції, які утворюють веретена тривалістю 2–8 сек. Амплітуда альфа-ритму зменшується при концентрації уваги, розумової активності та занепокоєнні.

Бета-ритм має частоту 12,5–30 Гц та амплітуду до 15 мкВ. Деякі дослідники поділяють бета-ритм на декілька складових за їх частотними діапазонами. Бета-ритм найкраще реєструється в області передніх центральних звивин та пов'язаний з соматичними та сенсорними механізмами, зі збільшенням концентрації уваги та вирішенні конкретних задач. Мю-ритм, який має частоту 8–

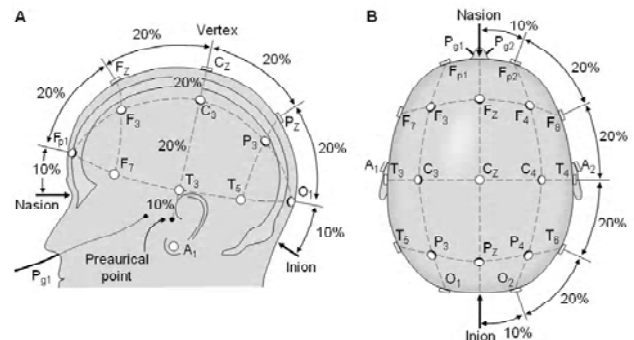


Рисунок 1 – Міжнародна схема «10–20» (Bioelectromagnetism. Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields 1995)

13 Гц [12] та амплітуду до 50 мкВ, реєструється у деяких пацієнтів у центральній та центрально-скроневій області.

Тета-ритм має частоту 4–8 Гц з амплітудою, яка перевищує 25 мкВ та може досягати 300 мкВ і більше. Тета-ритм зростає під час сну; допускається у невеликій кількості та з амплітудою не більше альфа-ритму у здорової активної людини, що вказує на зниження рівня функціональної активності мозку, а в інших випадках вважається патологією. Тета-ритм виникає під час емоціональних розладів, зокрема розчарування. Для дельта-активності характерна частота 0,5–3 Гц та амплітуда, яка може перевищувати 25 мкВ. Спостерігається під час пробудження, у фазі глибокого сну та при патологічних змінах у роботі мозку.

Відокремлення та класифікація ритмів є важливим кроком у аналізі ЕЕГ сигналу. Крім ритмів, велике значення мають феномени – характерні особливості сигналу. Одним з класів феноменів є епілептиформна активність. До неї відносяться спайки, гострі хвилі, поліспайки, комплексні спайк-хвиля та гостра хвиля-повільна хвиля.

Спайк – це пароксизмальний феномен, який має загострену форму та поверхньо-негативну полярність, тривалістю до 70 мс та амплітудою значно вищою, ніж фоновая активність. При тривалості від 70 мс до 200 мс такий феномен називають гострою хвилею. Спайк-хвиля – це комплекс спайка та повільної хвилі. Ці феномени зазвичай відбуваються серією. При зростанні тривалості спайк-хвиля перетворюється у феномен гостра хвиля-повільна хвиля.

Епілептиформна активність відзначає наявність специфічних процесів у мозку людини та є важливим критерієм під час діагностики та дослідження епілепсії.

Одним з інструментів обробки ЕЕГ сигналів є частотно-часові перетворення. Традиційною основою частотно-часових перетворень на даний час є перетворення Фур'є, яке розкладає сигнал на прості коливання та дає можливість отримати його спектр.

Пряме дискретне перетворення Фур'є задається наступним чином:

$$X_k = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} x_n e^{-i2\pi kn/M}, k = 0, 1, \dots, M-1.$$

Воно дозволяє дослідити частотні складові сигналу, але не частотно-часову локалізацію. Через це його використання для аналізу сигналів ЕЕГ є досить обмеженим.

Для отримання частотно-часової локалізації використовується віконне перетворення Фур'є:

$$X_{m,k} = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_n w_{n-m} e^{-i2\pi kn/M}, k = 0, 1, \dots, M-1.$$

У якості віконної функції можуть бути використані функції Хемінга, Гауса, Хана та інші.

Результатом віконного перетворення є спектрограма. При цьому від розміру віконної функції залежить частотна та часова роздільна здатність спектру: якщо зменшувати вікно, часова роздільна здатність збільшується, а частотна – зменшується; та навпаки, якщо збільшувати

ширину вікна, часова роздільна здатність буде зменшуватися, а частотна – збільшуватися (рис. 2). У цьому полягає основний недолік віконного перетворення Фур'є.

Для усунення недоліків віконного перетворення Фур'є та покращення частотно-часової роздільної здатності розглянемо перетворення Вігнера-Вілла, яке належить до класу квадратичних перетворень Коена. Перетворення вперше було представлено Ю. Вігнером у роботі [13], яка була присвячена квантовій термодинаміці, у 1932 р. та використав Дж. Віллем для аналізу сигналів [14] у 1948 році. Неперервне перетворення Вігнера-Вілла для досліджуваного сигналу $s(t)$ має наступний вигляд [15]:

$$P(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s\left(\tau + \frac{t}{2}\right) \cdot s^*\left(\tau - \frac{t}{2}\right) \cdot e^{-j\omega t} dt.$$

Дискретне перетворення Вігнера-Вілла задається наступним виразом:

$$P[k, m] = \sum_{n=0}^{N-1} s[k+n] \cdot s^*[k-n] \cdot e^{-j\frac{4\pi n m}{N}}, k = 0, 1, \dots, N, m = 0, 1, \dots, N.$$

Результатом перетворення буде функція $P[k, m]$, яка може мати як додатні, так від'ємні значення, що додає деяких проблем у означенні її як функції спектральної щільності [6].

Перетворення Вігнера-Вілла має кращу частотно-часову роздільну здатність, ніж віконне перетворення Фур'є. Це є важливою перевагою при аналізі нелінійних нестационарних сигналів. Основним недоліком перетворення Вігнера-Вілла під час аналізу складних багатокомпонентних сигналів є поява інтерференційних складових. Для сигналу з двох складових перетворення має такий вигляд [16]:

$$P_{s_1+s_2}(\tau, \omega) = P_{s_1}(\tau, \omega) + P_{s_2}(\tau, \omega) + 2\Re\{P_{s_1, s_2}(\tau, \omega)\},$$

$$\text{де } P_{s_1, s_2}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} s_1\left(\tau + \frac{t}{2}\right) \cdot s_2\left(\tau - \frac{t}{2}\right) \cdot e^{-j\omega t} dt.$$

Аналогічно можна отримати перетворення Вігнера-Вілла для сигналу з N компонент. Через появу інтерференційних складових перетворення Вігнера-Вілла складно використовувати для аналізу багатокомпонентних сигналів. Одним з методів зменшення інтенсивності інтерференційних складових є використання спектральних віконних функцій. Такими перетвореннями є псевдо-перетворен-

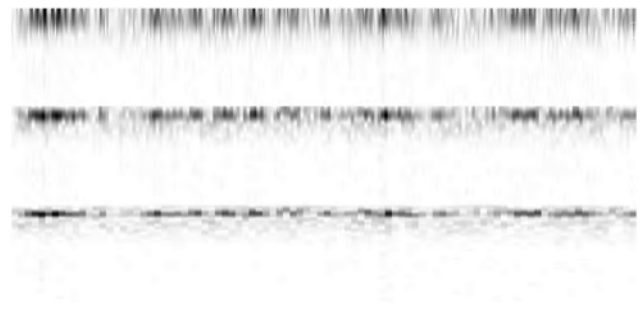


Рисунок 2 – Віконне перетворення Фур'є фільтрованого сигналу ЕЕГ (відгалуження F3, 15 с, використана віконна функція Хемінга шириною 16, 32 та 64 відліків)

ня Вігнера-Вілла, яке задається наступним виразом [17]:

$$P_{PWVD}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \cdot s\left(\tau + \frac{t}{2}\right) \cdot s^*\left(\tau - \frac{t}{2}\right) \cdot e^{-j\omega t} dt,$$

та згладжене псевдо-перетворення Вігнера-Вілла:

$$P_{SPWVD}(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} h(t) \int_{-\infty}^{\infty} g(x - \tau) \cdot s\left(x + \frac{t}{2}\right) \cdot s^*\left(x - \frac{t}{2}\right) dx \cdot e^{-j\omega t} dt$$

Ці перетворення мають меншу частотно-часову роздільну здатність, ніж перетворення Вігнера-Вілла, але завдяки зменшенню інтенсивності інтерференційних складових дискретні перетворення $P_{PWVD}(k, m)$ та $P_{SPWVD}(k, m)$ можна використовувати для аналізу складних нелінійних нестационарних сигналів, таких як EEG сигнали, наприклад, для аналізу епілептиформної пароксизмальної активності.

Згідно з принципом невизначеності, частотно-часова роздільна здатність віконного перетворення Фур'є обмежена $\Delta t \cdot \Delta f \geq \frac{1}{4\pi}$. Для перетворення Вігнера-Вілла

має місце інша оцінка: $\Delta f \geq \frac{1}{2\pi}$ [18]. Таким чином, перетворення Вігнера-Вілла має кращу частотно-часову роздільну здатність, ніж віконне перетворення Фур'є.

4 ЕКСПЕРИМЕНТИ

У даній роботі псевдо-перетворення Вігнера-Вілла та його згладжений варіант було використано для аналізу EEG ритмів та пошуку спайків. Чисельний експеримент був проведений на наборі тестових сигналів – епох EEG сигналів з різними феноменами: спайками та іншими формами епілептиформної активності. Тестові сигнали були отримані за допомогою електроенцефалографа Tredex «Експерт-16». До кожного тестового сигналу було застосовано віконне перетворення Фур'є, псевдо-перетворення Вігнера-Вілла та його згладжений варіант. Зі спектрів тестових сигналів були виділені екстремуми, які визначили переважаючі ритми, та проведено пошук епілептиформної активності.

Чисельний експеримент проводився в обчислювальному середовищі Matlab. У якості віконного перетворення Фур'є була обрана вбудована функція spectrogram з пакету Signal Processing Toolbox з віконною функцією Хемінга шириною 16, 32 та 64 відліків. Для побудови функції спектральної щільності псевдо-перетворення Вігнера-Вілла та згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла були використані функції tfrpwv та tfrspwv відповідно. Параметр частотної роздільної здатності N дорівнює 256. Ці функції є частиною програмного пакету Time-Frequency Toolbox. Пошук екстремумів функції спектральної щільності було реалізовано з використанням стандартних функцій обчислювального середовища.

5 РЕЗУЛЬТАТИ

Тестові сигнали та їх функції спектральної щільності згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла подані на рис. 3 та рис. 4. Темні ділянки частотно-часового представлення відповідають максимальним значенням енергії сигналу.

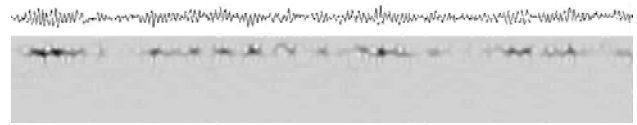


Рисунок 3 – EEG сигнал та частотно-часове подання фільтрованого сигналу, отримане згладженим псевдо-перетворенням Вігнера-Вілла. Переважання альфа-ритму у відгалуженні F3

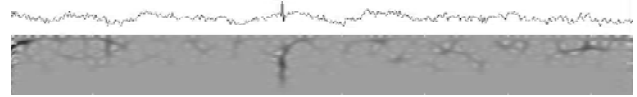


Рисунок 4 – EEG сигнал та частотно-часове подання фільтрованого сигналу, отримане згладженим псевдо-перетворенням Вігнера-Вілла. Спайк під час фотостимуляції 10 Гц у відгалуженні T3

6 ОБГОВОРЕННЯ

Тестовий сигнал (рис. 3) являє собою епоху довжиною 15 секунд, отриману з відгалуження F3 у стані спокою. Ця епоха характеризується наявністю альфа-ритму, що підтверджується аналізом частотно-часового представлення: максимуми функції спектральної щільності знаходяться у діапазоні 8–12 Гц. Результатом застосованих перетворень є матриця функції спектральної щільності розмірністю 129x186 відліків для віконного перетворення Фур'є та 128x3000 для згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла. Отримане частотно-часове представлення має набагато кращу частотно-часову роздільну здатність, ніж спектр віконного перетворення Фур'є (рис. 2), що дозволяє більш точно локалізувати EEG ритм у часі.

Тестовий сигнал (рис. 4) являє собою епоху довжиною 7,5 секунд, отриману з відгалуження T3 під час фотостимуляції 10 Гц, яка містить спайк. Через те, що псевдо-перетворення Вігнера-Вілла є чутливим до локальних особливостей сигналу, частотно-часове представлення епохи містить характерний високочастотний максимум функції спектральної щільності, що відповідає частотно-часовій характеристиці спайку. При цьому частотно-часова роздільна здатність отриманої функції спектральної щільності дозволяє локалізувати феномен у часі з точністю більшою, ніж у віконного перетворення Фур'є: використання псевдо-перетворення Вігнера-Вілла дозволяє локалізувати спайк у часовому околі у 10 відліків, а при використанні віконного перетворення Фур'є – тільки у часовому околі у 64 відліки. Це надає перевагу використанню псевдо-перетворення Вігнера-Вілла для пошуку та класифікації епілептиформної активності.

ВИСНОВКИ

У роботі розглянуті переваги та недоліки віконного перетворення Фур'є та псевдо-перетворення Вігнера-Вілла як методів частотно-часового аналізу EEG сигналів; описані EEG ритми і деякі феномени та їх частотно-часові характеристики. Був проведений обчислювальний експеримент по використанню псевдо-перетворення Вігнера-Вілла для аналізу ритмів EEG сигналів та пошуку епілептиформної активності.

У роботі вирішено актуальну задачу аналізу EEG сигналів, а саме відокремлення електроенцефалографічних ритмів та виділення високочастотних феноменів.

Наукова новизна роботи полягає у тому, що використання згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла для аналізу ЕЕГ сигналів отримало подальший розвиток.

Перетворення Вігнера-Вілла є перспективним інструментом частотно-часового аналізу таких складних нелінійних нестационарних сигналів, як сигнали ЕЕГ. Воно має кращу часову та частотну роздільну здатність, ніж віконне перетворення Фур'є, що дозволяє проводити відокремлення ЕЕГ ритмів та аналіз локальних особливостей сигналу, наприклад епілептиформної пароксизмальної активності.

В той же час недоліками перетворення Вігнера-Вілла є поява інтерференційних складових та велика обчислювальна складність. Перша проблема частково вирішується використанням псевдо-перетворення Вігнера-Вілла, його згладженого варіанту та інших схем заглушення інтерференцій. Друга проблема вирішується використанням модифікованих розрахункових схем [19] та стає менш актуальною зі зростанням обчислювальних потужностей сучасних комп'ютерних комплексів.

Практична цінність отриманих результатів полягає у тому, що розроблено програмне забезпечення, яке дозволяє проводити аналіз ритмів та феноменів, як одного з етапів дослідження електроенцефалографічних сигналів.

Перспективи подальших досліджень полягають у аналізі впливу ЕЕГ артефактів на частотно-часове представлення сигналу, їх детектуванні та локалізації, дослідженні методик зменшення обчислювальної складності згладженого псевдо-перетворення Вігнера-Вілла та пошуку оптимальних параметрів віконних функцій.

ПОДЯКИ

Роботу виконано в рамках науково-дослідної роботи № 229 «Дослідження деяких класів крайових задач диференційних рівнянь, їх апроксимації та методів обробки зображень» кафедри обчислювальної математики Одеського національного університету ім. І. І. Мечникова.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Collura F. T. History and Evolution of Electroencephalographic Instruments and Techniques / F. T. Collura // *Journal of Clinical Neurophysiology*. – 1993. – № 10 (4). – P. 476–504.
2. Sanei S. EEG signal processing / S. Sanei, J. Chambers. – Chichester : John Wiley & Sons Ltd, 2007. – 312 p.
3. Juozapavicius A. EEG analysis – automatic spike detection / A. Juozapavicius, G. Bacevicius, D. Bugelskis, R. Samaitiene // *Nonlinear Analysis : Modelling and Control*. – 2011. – Vol. 16, № 4. – P. 375–386.
4. Tzallas A. T. Epileptic Seizure Detection in EEGs Using Time-Frequency Analysis / A. T. Tzallas, M. G. Tsipouras, D. I. Fotiadis // *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*. – 2009. – Vol. 13, № 5. – P. 703–710.
5. Costaab J. Sleep Spindles Detection : a Mixed Method using STFT and WMSD / J. Costaab, M. Ortigueirab, A. Batistab, T. Paiva // *International Journal of Bioelectromagnetism*. – 2012. – Vol. 14, № 4. – P. 229–233.
6. Вишневецкий О. В. Вигнер-анализ в задачах космической радиофизики / О. В. Вишневецкий, О. В. Лазоренко // *Вісник Харківського національного університету. Серія «Радіофізика та електроніка»*. – 2010. – № 927, Вип. 16. – С. 89–95.
7. Лупов С. Ю. Модификация преобразования Вигнера-Вилла для анализа интерферометрических данных газодинамических процессов / С. Ю. Лупов, В. И. Кривошеев // *Вестник Нижегородского университета*. – 2011. – № 5 (3). – С. 95–103.
8. Вишневецкий О. В. Анализ нелинейных волновых процессов при помощи преобразования Вигнера / О. В. Вишневецкий, О. В. Лазоренко, Л. Ф. Черногор // *Радиофизика и радиоастрономия*. – 2007. – Т. 12, № 3. – С. 295–310.
9. Mohseni H. R. Automatic Detection of Epileptic Seizure using Time-Frequency Distributions / H. R. Mohseni, A. Maghsoudi, M. H. Kadbi, J. Hashemi, A. Ashourvan // *Conference Paper : Advances in Medical, Signal and Information Processing*. – Tehran : Sharif University of Technology, 2006. – Access mode : http://www.researchgate.net/publication/4251960_Automatc_Detection_of_Epileptic_Seizure_using_Time-Frequency_Distributions
10. Guerrero-Mosquera C. New feature extraction approach for epileptic EEG signal detection using time-frequency distributions / C. Guerrero-Mosquera, A. Malanda Trigueros, J. I. Franco, Á. Navia-Vázquez // *Medical & Biological Engineering & Computing*. – April 2010. – Vol. 48 (4). – P. 321–330.
11. Jasper H. H. The ten-twenty electrode system of the International Federation / H. H. Jasper // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. – 1958. – Vol. 10. – P. 371–375.
12. Niedermeyer E. The Normal EEG of the Waking Adult / E. Niedermeyer, F. Lopes da Silva // *Electroencephalography : Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. – Baltimore : Lippincott Williams & Wilkins, 1999. – P. 149–173.
13. Wigner E. P. On the quantum correction for thermodynamic equilibrium / E. P. Wigner // *Physical Review*. – 1932. – Vol. 40. – P. 749–759.
14. Ville J. Théorie et applications de la notion de signal analytique / J. Ville // *Cables et Transmission*. – 1948. – Vol. 2 A. – P. 61–74.
15. Jeon J.-J. Pseudo Wigner-Ville distribution, computer program and its applications to time-frequency domain problems / J. J. Jeon, Y. S. Shin. – Monterey, California : Naval postgraduate school, 1993. – 80 p.
16. Debnath L. Recent developments in the Wigner-Ville distribution and time-frequency signal analysis / L. Debnath // *Proceedings of the Indian National Science Academy : Physical Sciences*. – 2002. – Vol. 68 A, № 1. – P. 35–56.
17. Лазоренко О. В. Системный спектральный анализ сигналов: теоретические основы и практические применения / О. В. Лазоренко, Л. Ф. Черногор // *Радиофизика и радиоастрономия*. – 2007. – Т. 12. – № 2. – С. 162–181.
18. Oliveira P. M., Barroso V. Uncertainty In Time-Frequency Analysis / P. M. Oliveira, V. Barroso // *Time-Frequency Signal Analysis and Processing : A comprehensive reference* / Ed. by B. Boashash. – Oxford, UK : Elsevier, 2003. – Chapter 4.4 – P. 114–121.
19. O'Toole J. A discrete time and frequency Wigner-Ville distribution: properties and implementation / J. O'Toole, M. Mesbah, B. Boashash // *Proceedings of the 8th International Symposium on DSP and Communication Systems, DSPCS'2005, 19–21 December, 2005*. – Access mode : http://qspace.qu.edu.qa/bitstream/handle/10576/10818/Boashash-OToole-et-al_2005_OZ_DSPCS_2005_discrete-t-f-WVD.pdf?sequence=1

Стаття надійшла до редакції 06.10.2014.

Після доробки 17.11.2014.

Савков А. А.¹, Мороз В. В.²

¹Аспирант кафедри вычислительной математики Одесского национального университета им. И. И. Мечникова, Одесса, Украина

²Канд. техн. наук, профессор кафедры вычислительной математики Одесского национального университета им. И. И. Мечникова, Одесса, Украина

АНАЛІЗ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧЕСКИХ СИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ ПСЕВДО-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ВИГНЕРА-ВИЛЛА

Рассмотрена задача выделения электроэнцефалографических ритмов и поиска эпилептиформной активности. Объектом исследования является процесс выделения электроэнцефалографических феноменов. Предмет исследования составляют методы частотно-временного анализа электроэнцефалографических сигналов.

Цель работы заключается в повышении точности диагностирования психических, психо-соматических, невротических и когнитивных расстройств. Проведен обзор процесса электроэнцефалографического исследования и ЭЭГ артефактов. Рассмотрены виды ЭЭГ ритмов и феноменов, которые имеют специфические частотно-временные характеристики. Предложен метод выделения электроэнцефалографических феноменов на основе анализа экстремумов функции спектральной плотности сглаженного псевдо-преобразования Вигнера-Вилла. Проведено сравнение предложенного метода с оконным преобразованием Фурье. В качестве критерия оценки анализируемых методов было выбрано частотно-временное разрешение полученных функций спектральной плотности. Проведен вычислительный эксперимент на наборе эпох ЭЭГ сигналов, которые содержат высокочастотные феномены. Разработано программное обеспечение, автоматизирующее процесс исследования ЭЭГ сигналов и визуализацию полученных результатов.

Результаты экспериментов показывают преимущества данного подхода в частотно-временной разрешающей способности над оконным преобразованием Фурье и позволяют рекомендовать предложенный метод к практическому применению для отделения ЭЭГ ритмов и выделения высокочастотных феноменов.

Ключевые слова: ЭЭГ сигнал, частотно-временной анализ, оконное преобразование Фурье, преобразование Вигнера-Вилла.

Savkov O. O.¹, Moroz V. V.²

¹Post-graduate Student of Computational Mathematics Department of I. I. Mechnikov Odessa National University, Ukraine

²PhD, Associate Professor of Computational Mathematics Department of I. I. Mechnikov Odessa National University, Ukraine

EEG SIGNAL ANALYSIS BASED ON PSEUDO WIGNER-VILLE DISTRIBUTION

The problem of selection of electroencephalographic rhythms and epileptiform activity search was investigated. The object of study is the process of extracting the EEG phenomena. The subject of study is time-frequency analysis methods of EEG signals.

The purpose of the work is to improve the accuracy of diagnosis of psychological, psycho-somatic, neurotic and cognitive disorders. A review of electroencephalographic process and EEG artifacts was given. Types of EEG rhythms and phenomena, that have specific time-frequency characteristics, were considered. A method for electroencephalographic phenomena selection that is based on the extreme values analysis of spectral density function of smoothed pseudo Wigner-Ville distribution was proposed. Proposed method was compared with the short-time Fourier transform. As a quality criteria for analyzed methods was chosen the time-frequency resolution of obtained spectral density functions. Computational experiments on EEG epochs set that contains high-frequency phenomena were made. Software that automates EEG analysis process and builds results visualization was developed.

The experimental results show the advantages of this approach in the time-frequency resolution compared with short-time Fourier transform, and allow to recommend the proposed method for practical use for EEG rhythms separation and high-frequency phenomena selection.

Keywords: EEG signal, time-frequency analysis, short-time Fourier transform, Wigner-Ville distribution.

REFERENCES

- Collura F. T. History and Evolution of Electroencephalographic Instruments and Techniques, *Journal of Clinical Neurophysiology*, 1993, No. 10 (4), pp. 476–504.
- Sanei S., Chambers J. EEG signal processing. Chichester : John Wiley & Sons Ltd, 2007, 312 p.
- Juozapavicius A., Bacevicius G., Bugelskis D., Samaitiene R. Juozapavicius A. EEG analysis – automatic spike detection, *Nonlinear Analysis : Modelling and Control*, 2011, Vol. 16, No. 4, pp. 375–386.
- Tzallas A. T., Tsipouras M. G., Fotiadis D. I. Epileptic Seizure Detection in EEGs Using Time-Frequency Analysis, *IEEE Transactions On Information Technology In Biomedicine*, 2009, Vol. 13, No. 5, pp. 703–710.
- Costaab J., Ortigueirab M., Batistab A., Paiva T. Sleep Spindles Detection : a Mixed Method using STFT and WMSD, *International Journal of Bioelectromagnetism*, 2012, Vol. 14, No. 4, pp. 229–233.
- Vyshnyveckyj O. V., Lazorenko O. V. Vygner-analiz v zadachah kosmycheskoj radyofyzyky, *Visnyk Harkivs'kogo nacional'nogo universytetu. Serija «Radiofizyka ta elektronika»*, 2010, No. 927, vyp. 16, pp. 89–95.
- Lupov S. Ju., Kryvosheev V. Y. Modyfikacija preobrazovanyja Vygnera-Vylja dlja analiza ynterferometrycheskyh dannyx gazodynamycheskyh processov, *Vestnyk Nyzhegorodskogo unyversyteta*, 2011, No. 5 (3), pp. 95–103.
- Vishneveckij O. V., Lazorenko O. V., Chernogor L. F. Analiz nelinejnyx volnovyx processov pri pomoshhi preobrazovaniya Vignera, *Radiofizika i radioastronomiya*, 2007, Vol. 12, No. 3, pp. 295–310.
- Mohseni H. R., Maghsoudi A., Kadbi M. H., Hashemi J., Ashourvan A. Automatic Detection of Epileptic Seizure using Time-Frequency Distributions, *Advances in Medical, Signal and Information Processing*. Tehran, Sharif University of Technology, 2006. – Access mode: http://www.researchgate.net/publication/4251960_Automatic_Detection_of_Epileptic_Seizure_using_Time-Frequency_Distributions
- Guerrero-Mosquera C., Malanda Trigueros A., Franco J. I., Navia-Vázquez Á. New feature extraction approach for epileptic EEG signal detection using time-frequency distributions, *Medical & Biological Engineering & Computing*, April 2010, Vol. 48 (4), pp. 321–330.
- Jasper H. H. The ten-twenty electrode system of the International Federation, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1958, Vol. 10, pp. 371–375.
- Niedermeyer E., Lopes da Silva F. The Normal EEG of the Waking Adult, *Electroencephalography : Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields*. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 1999, pp. 149–173.
- Wigner E. P. On the quantum correction for thermodynamic equilibrium, *Physical Review*, 1932, Vol. 40, pp. 749–759.
- Ville J. Théorie et applications de la notion de signal analytique, *Cables et Transmission*, 1948, Vol. 2 A, pp. 61–74.
- Jeon J.-J., Shin Y. S. Pseudo Wigner-Ville distribution, computer program and its applications to time-frequency domain problems. Monterey, California, Naval postgraduate school, 1993, 80 p.
- Debnath L. Recent developments in the Wigner-Ville distribution and time-frequency signal analysis, *Proceedings of the Indian National Science Academy : Physical Sciences*, 2002, Vol. 68 A, No. 1, pp. 35–56.
- Lazorenko O. V., Chernogor L. F. Sistemyj spektral'nyj analiz signalov: teoreticheskie osnovy i prakticheskie primeneniya, *Radiofizika i radioastronomiya*, 2007. Vol. 12, No. 2, pp. 162–181.
- Oliveira P. M., Barroso V. Ed. by B. Boashash Uncertainty In Time-Frequency Analysis, *Time-Frequency Signal Analysis and Processing : A comprehensive reference*. Oxford, UK, Elsevier, 2003, Chapter 4.4, pp. 114–121.
- O'Toole J., Mesbah M., Boashash B. A discrete time and frequency Wigner-Ville distribution: Properties and implementation, *Proceedings of the 8th International Symposium on DSP and Communication Systems, DSPCS'2005*. Dec. 19–21, 2005. Access mode : http://qspace.qu.edu.qa/bitstream/handle/10576/10818/Boashash-OToole-et-al_2005_OZ_DSPCS_2005_discrete-t-f-WVD.pdf?sequence=1