

«УНІВЕРСУМ – Вінниця». – 2003. – 114 с.

6. Черкаський М.В. Універсальна SN-модель / М.В. Черкаський Хусейн Халіл Мурад // Комп'ютерні системи та мережі: Вісник Національного університету «Львівська політехніка». – Львів, 2004. – № 523. – 150–154 с.

7. А.с. 475619 СССР, МКМ³ G 06 F 7/38. Квадратор / Н.И. Грибок, А.В. Обуханич ; опубл. 30.06.75, Бюл. № 24.

8. Волинський О.І. Розмежована система числення залишкових класів та спецпроцеси на її основі / О.І. Волинський, І.З. Якименко // Поступ в науку. Збірник праць Буцацького інституту менеджменту і аудиту – Бучач. – 2010. – № 6. Т 1. – 80–83 с.

Рецензент: д.т.н. Николайчук Я.М.

Надійшла 9.2.2012 р.

УДК 519.218

М.В. БАЧИНСЬКИЙ, Л.Є. ДЕДІВ, В.Г. ДОЗОРСЬКИЙ

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ ДЛЯ ЗАДАЧ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНИХ ДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМ

Обґрунтовано модель електроенцефалографічного сигналу, що адекватна його фізичній природі та задачі діагностики змін у активності головного мозку людини. Проаналізовано методи аналізу параметрів електроенцефалографічного сигналу, імовірнісних характеристик цих параметрів та їхніх часових змін.

The model of electroencephalographic signal is ground, which is adequate to its physical nature and problem diagnosis of changes in human brain activity. The methods of analysis parameters electroencephalographic signal probability characteristics of these parameters and their temporal changes are analysed.

Ключові слова: електроенцефалографічний сигнал, математична модель, періодично корельований випадковий процес, діагностика.

Вступ

Одним з провідних методів оцінювання функціонального стану центральної нервової системи є електроенцефалографія, яка є методом графічної реєстрації біопотенціалів головного мозку та їхнього наступного опрацювання, що дозволяє проаналізувати фізіологічний стан головного мозку, наявність осередкових уражень, загально мозкових розладів і їхній характер. Електроенцефалографічний метод ґрунтується на реєстрації й аналізі сумарної біоелектричної активності головного мозку – електроенцефалограми (ЕЕГ). В сучасних умовах впровадження комп'ютерних технологій в неврологію дає можливість побудови медичних діагностичних систем, які на відміну від зовнішнього оптичного аналізу ЕЕГ лікарями дають можливість підвищення точності сформованих висновків щодо стану активності головного мозку та покращення якості поставлених діагнозів. Такі діагностичні системи повинні опиратись на методи опрацювання ЕЕГ, які дають можливість виділення інформативних ознак сигналу – ЕЕГ, що є показниками відхилення від стану медичної норми активності головного мозку, та мати можливість їх кількісного оцінювання. Якщо взяти до уваги принцип МАПР – тріади (модель, алгоритм, програмна реалізація) [1], в основу таких медичних діагностичних систем має бути покладена математична модель досліджуваного сигналу, яка повинна бути адекватною розв'язуваній задачі, містити чутливу до змін у активності головного мозку інформативну ознаку сигналу, та визначати методи опрацювання ЕЕГ з метою виділення цієї ознаки та її кількісного оцінювання.

Постановка проблеми

В основі сучасних електроенцефалографічних систем лежить поєднання детермінованого та імовірнісного підходів щодо побудови математичної моделі ЕЕГ. За модель приймається суміш детермінованої (періодичної, майже періодичної) функції та стаціонарного випадкового процесу. При цьому для опрацювання сигналів застосовуються методи статистичного та спектрально-кореляційного аналізу [2, 3]. За інформативні ознаки, чутливі до змін у активності головного мозку приймаються статистичні характеристики ЕЕГ – математичне сподівання, дисперсія, середньоквадратичне відхилення, а в рамках теорії другого порядку (іншими словами кореляційної) – автокореляційна функція, розподіл спектральної густини потужності. Однак, така модель не має засобів оцінювання зміни характеристик сигналу в часі з метою виявлення часових моментів появи змін у активності головного мозку, що носять випадковий характер і не можуть бути описані детермінованою складовою такої моделі.

Формулювання задачі

Обґрунтувати модель ЕЕГ, адекватну фізичній природі таких сигналів та задачі діагностики змін у активності головного мозку людини, яка мала б засоби аналізу параметрів ЕЕГ, імовірнісних характеристик цих параметрів та їхніх часових змін.

Математична модель електроенцефалографічного сигналу

Для запису ЕЕГ на поверхню шкіри голови встановлюються електроди, які приєднуються до

спеціального приладу – електроенцефалографа. Приклад фрагменту реєстрограми ЕЕГ, відібраної з допомогою обладнання виробництва фірми "ХАІ-Медика" (Національний аерокосмічний університет ХАІ, м. Харків) наведено на рис. 1 [4].

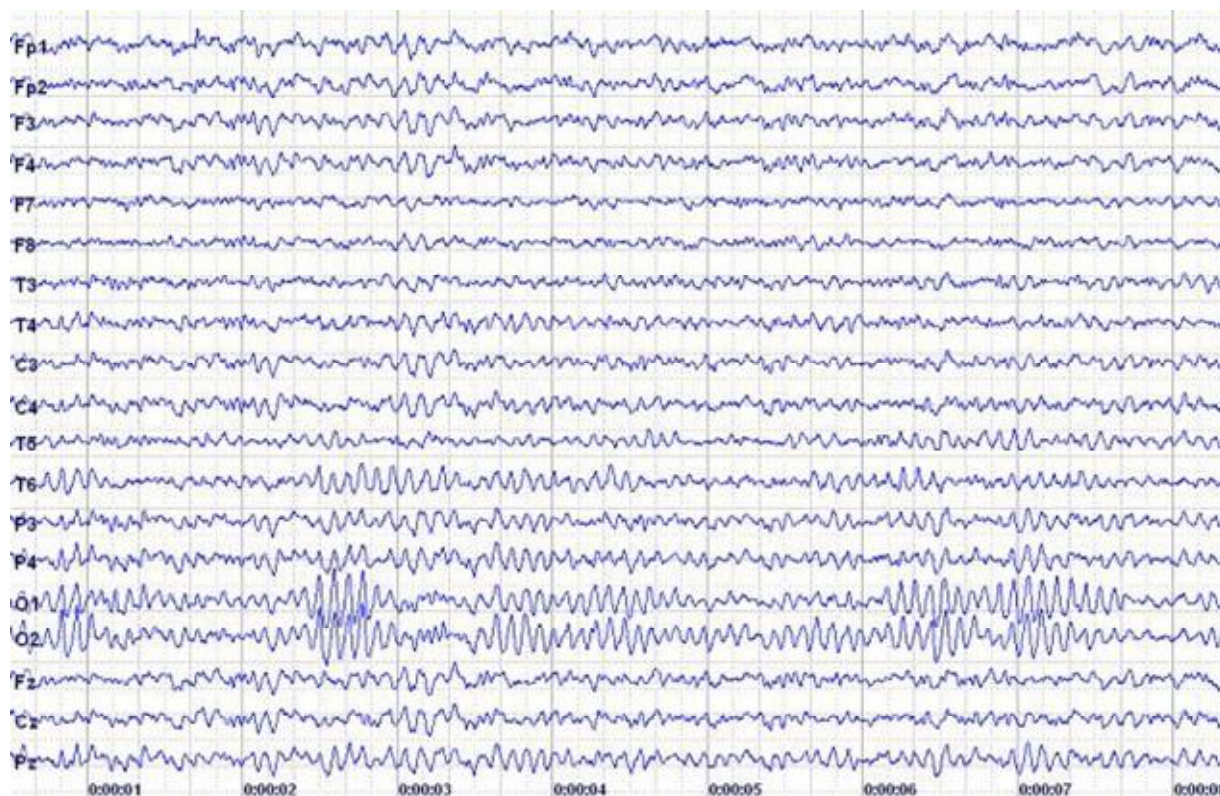


Рис. 1. Фрагмент з реєстрограми ЕЕГ людини

Одними з найбільш значимих для задач медичної діагностики характеристик ЕЕГ є частотні. Для зручності, була введена класифікація частот ЕЕГ за деякими основними діапазонами, яким присвоєно назви букв грецького алфавіту (альфа – 8–13 Гц, бета – 14–40 Гц, тета – 4–6 Гц, дельта – 0,5–3 Гц, гамма – вище 40 Гц та ін.). Залежно від частотного діапазону і від амплітуди, форми хвилі, топографії і типу реакції розрізняють ритми ЕЕГ, які позначають відповідними грецькими буквами. Графічне зображення реалізацій деяких ритмів наведено на рис. 2. Вважається, що кожен окремий ритм відповідає деякому певному стану мозку і пов'язаний з окремими церебральними механізмами [4].

Патологічні прояви активності головного мозку проявляються на ЕЕГ у вигляді появи повільних ритмів: тета (θ) і дельта (δ). Чим нижче їхня частота і вище амплітуда, тим більше виражений патологічний процес. При наявності в структурі ЕЕГ тета і дельта ритмів говорять про визначене зниження рівня функціональної активності мозку.

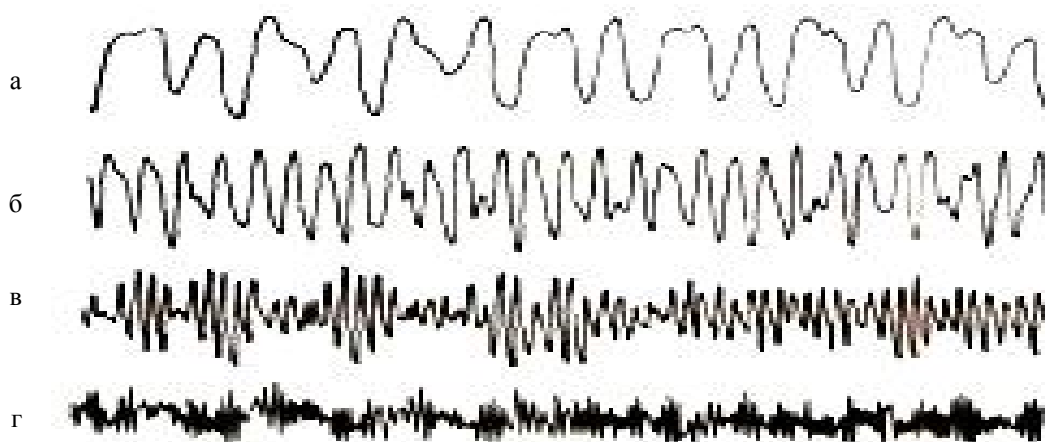


Рис. 2. Основні ритми головного мозку людини:

а – дельта-ритм (1–3 Гц); б – тета-ритм (4–7 Гц), в – альфа-ритм (9–13 Гц), г – бета-ритм (14–30 Гц)

Відповідно, адекватна задачі медичної діагностики змін активності головного мозку модель ЕЕГ повинна враховувати у своїй структурі крім його стохастичної природи також і ритмічну структуру. При

цьому, інформативними є поява низькочастотних ритмів та параметри їх зміни в загальній структурі ЕЕГ, за якими можна ставити медичний діагноз.

Ритміка є характерним проявом коливності складних систем, коли доступні тільки отримувані від них спонтанно вислані чи стимульовані сигнали, що несуть відомості про цю коливність. Під ритмікою прийнято розуміти стохастичні коливання, що є результатом поєднання таких закономірностей як повторюваність та стохастичність.

В працях [5–7] показано, що адекватною моделлю стохастичних коливань, виходячи із принципів енергетичної теорії стохастичних сигналів, є періодично корельований випадковий процес (ПКВП). ПКВП – це моделі стохастичних коливань з періодичною зміною імовірнісних характеристик. Вони творять підклас π^T [14]. Тоді задача визначення інформативних ознак ЕЕГ зведеться до того, щоб на підставі апріорного теоретичного аналізу структури цієї моделі виявити можливі інваріанти, що їх може дати опрацювання емпіричних даних, та обґрунтувати алгоритм цього опрацювання.

Періодично корельований випадковий процес класу p^T – це процес, математичне сподівання якого є періодичною функцією, період якої дорівнює періодові корельованості процесу, а кореляційна функція якого задовольняє умови:

1) періодичність щодо сумісних зсувів на період корельованості $r_x(t+T, s+T) = r_x(t, s)$, $T > 0$ для всіх $t, s \in \mathbf{R}$;

2) скінченність середньої за цей період потужності $\frac{1}{T} \int_0^T r_x(t, t) dt < \infty$.

Зображення стохастичного коливного процесу (СКП) як ПКВП має подання його через стаціонарні компоненти:

$$x(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} x_k(t) \cdot e^{ik \frac{2p}{T} t}, t \in \mathbf{R}, \quad (1)$$

де $x_k(t)$ – стаціонарні та стаціонарно пов'язані компоненти СКП, при поданні його як ПКВП, $\mathbf{Z}$ – множина всіх цілих чисел, T – період корельованості сигналу.

Компоненти $e^{ik \frac{2p}{T} t}$ виразу (1) відображають гармонічну (коливну) структуру сигналу, а компоненти $x_k(t)$ – його стохастичність. При цьому, модель у вигляді ПКВП визначає загальні методи статистичного опрацювання сигналів: синфазний та компонентний, що використовуються для обчислення статистичних оцінок їхніх ймовірнісних характеристик, які у випадку опрацювання ЕЕГ є інформативними, тобто показниками стану активності головного мозку людини.

Компонентний метод виходить з того, що статистичні характеристики ЕЕГ є періодичними функціями часу, а тому можуть бути представлені з допомогою розкладів типу рядів Фур'є:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} m_k e^{ik \frac{2p}{T} t}, \quad (2)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} B_k(u) e^{ik \frac{2p}{T} t}. \quad (3)$$

При цьому, кореляційна функція $b(t, u)$ є основною імовірнісною характеристикою ЕЕГ, яка характеризує розподіл потужності центрованих сигналів.

Коефіцієнти m_k та B_k розкладів (2) та (3), які називають також компонентами характеристик, знаходять за формулами:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) e^{ik \frac{2p}{T} t} dt, \quad (4)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^{T_k} b(t, u) e^{ik \frac{2p}{T} t} dt. \quad (5)$$

Синфазний метод ґрунтується на тому, що відліки значень сигналу Ξ через період корельованості T при різному виборі початкової фази $t_0 \in [0, T)$ утворюють стаціонарну ергодичну векторну випадкову послідовність $\{\Xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, де $\Xi(t_0) \equiv \{\Xi(t_0 + kT), k \in \mathbf{Z}\}$, $\{\Xi(t_0), \Xi(t_1) \dots \Xi(t_n)\}$ – стаціонарні та стаціонарно пов'язані випадкові послідовності [10]. Таким чином, статистика періодично корельованих

випадкових послідовностей зводиться до статистики стаціонарних випадкових послідовностей. При цьому, кореляційні функції таких послідовностей, внаслідок їх періодичності з періодом корельованості T , виходячи з означення класу ПКВП, можуть бути розкладені в ряди Фур'є згідно з виразом (6).

$$b_x(t, u) = \sum_{k \in Z} e^{ik\Delta t} B_k(u), \quad \Delta = \frac{2p}{T_{corr}}, \quad (6)$$

де $b_x(t, u)$ – кореляційні функції, $B_k(u)$ – кореляційні компоненти,

k – номер компоненти,

u – величина зсуву.

Компоненти $B_k(u)$ характеризують структуру часової мінливості сигналу. Оцінки їх для випадку періодично корельованих випадкових послідовностей знаходяться за виразом (7).

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_x(n\Delta t, u) \cdot e^{ik \frac{2p}{N_T} n}, \quad (7)$$

де N_T – дискретний період корельованості фрикативного звуку, $N_T = T / \Delta t$, Δt – крок дискретизації.

На основі вибраної математичної моделі реалізовано алгоритми опрацювання ЕЕГ засобами ЕТСС на основі компонентного та синфазного методів, що можуть бути використані для побудови програмного забезпечення комп'ютерних діагностичних систем.

Висновки

З аналізу структури ЕЕГ та описаних властивостей періодично корельованих випадкових процесів випливає, що математична модель процесу такого класу дає змогу адекватно описати сигнал, а саме врахувати поєднання випадковості та ритмічності сигналу, а тому і розробити методи визначення інваріантних інформативних ознак ЕЕГ, виходячи із статистики таких сигналів для задач діагностики змін у активності головного мозку людини.

Література

1. Dragan Ya.P. Energetic concept in the theory of nonstationary stochastic signals: representations, transformations, statistical estimations // Latvian signal processing international conference: Proc. V.1- Riga: Zinatne, 1990. – P. 32–36.
2. Сахаров В.Л. Особенности оценки электроэнцефалограммы с помощью спектральных и корреляционных методов / В.Л. Сахаров // Тезисы докладов 1-й междунар. молодежного форума ["Электроника и молодежь в XXI веке"]. – Харьков, 1997. – 145 с.
3. Сахаров В.Л. Методы и средства анализа медикобиологической информации : [учебно-методическое пособие] / Сахаров В.Л. – Таганрог : Изд-во ТРТУ, 2001. – 70 с.
4. <http://psylab.kiev.ua>.
5. Драган Я.П. Математичне й алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерних засобів статистичного опрацювання стохастичних коливань (ритмічних процесів) / Я.П. Драган // Вісник Нац. ун-ту «Львівська політехніка». Інформаційні системи та мережі. – 2008. – № 621. – С. 124–130.
6. Драган Я.П. Основи сучасної теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення / Драган Я.П., Сікора Л.С., Яворський Б.І. – Львів : Центр стратегічних досліджень еко-біотехнічних систем, 1999. – 133 с.
7. Драган Я. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів / Драган Я. – Львів : Центр стратегічних досліджень еко-біотехнічних систем, 1997. – 361 с.

Рецензент: д.т.н. Лупенко С.А.
Надійшла 7.2.2012 р.