

УДК 621.3

## Моделювання сигналу зорових викликаних потенціалів

І.Е. Крашений, А.О. Попов, канд.техн.наук

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,

пр. Перемоги, 37, Київ-56, 03056, Україна.

Розглянуто задачу моделювання сигналів зорових викликаних потенціалів (ЗВП) людини. Запропоновано нову модель сигналів зорових викликаних потенціалів, яка складається з еталонного патерну зорових викликаних потенціалів та модельної фонові електроенцефалографічної активності. Параметрами моделі є амплітуди та часові затримки ЗВП та спектральні характеристики фонові мозкової активності.

Наведено результати моделювання сигналів зорових викликаних потенціалів, яке проводилось з використанням експериментально отриманих амплітудно-часових характеристик реальних сигналів. Були використані амплітудно-часові характеристики здорового пацієнта. Під час експерименту було використано традиційний підхід до аналізу викликаних потенціалів, а саме усереднення по всіх випробуваннях, який є оптимальним способом покращити відношення сигнал-шум, коли викликаний потенціал є детермінованою величиною змішаний з адитивним шумом з нульовим середнім. Побудована модель відображає ЗВП здорового пацієнта. Бібл. 8 назв, рис. 7, табл. 2.

**Ключові слова:** електроенцефалографія, зорові викликані потенціали, моделювання, викликані потенціали.

### Вступ

Дослідження викликаних потенціалів (ВП) мозку дозволяє отримати об'єктивну інформацію про стан різноманітних сенсорних систем, наприклад, зору, слуху, при чому не тільки периферичних, але й центральних відділів.

ВП є слабкими і надслабкими змінами електричної активності мозку у відповідь на стимул, наприклад, зоровий, слуховий, чуттєвий. Ці зміни проявляються на фоні звичайної електричної активності мозку (електроенцефалограми, ЕЕГ) у вигляді послідовності позитивних та негативних хвиль. Фонова активність має набагато більшу потужність, ніж відповідь на стимул, тому для виділення ВП використовують накопичення сигналу із синхронізацією за стимулом.

Вивчення зорової системи за допомогою ВП є однією з найважливіших областей застосування методу ВП. Дослідження зорових ВП (ЗВП) дає змогу отримати об'єктивну інформацію про стан зорового нерва, об'єктивно оцінити гостроту зору [3, 5], провести диференціальну діагностику функціональних і органічних порушень та їх динаміку при лікуванні [5], тестувати стан порушень зорового тракту і кори, порушення полів зору, знайти наявність патології в зоровій системі специфічної і неспецифічної аференції у хворих з порушенням свідомості [3, 7].

У літературі наявні відомості [3, 5] про високу інформативність аналізу ЗВП у діагностиці і моніторингу стану хворих з розсіяним склерозом, при порушенні мозкового кровонаповнення, при епілепсії та ін.

Відомо, що в залежності захворювання сигнали ЗВП мають різні амплітудно-часові параметри [7]. Аналіз та інтерпретація результатів вимірювання цих параметрів є задачею, яку вирішують лікарі для діагностики на основі проведення реєстрації ВП. Візуальний аналіз, яким часто користуються лікарі, має суттєві недоліки, а саме суб'єктивність, тривалість у часі та низьку точність. Через це розробка методів автоматичного вимірювання амплітудно-часових параметрів ЗВП має велике значення для підвищення якості діагностики.

Однією із задач, що виникає при розробці засобів, методів та стійких алгоритмів аналізу і автоматичного вимірювання параметрів ЗВП є моделювання ЗВП [1]. Огляд літератури показав, що на сьогодні не існує оптимальної математичної моделі сигналу ЗВП.

В даній роботі запропоновано новий метод побудови моделі ЗВП у відповідь на шаховий патерн.

### 1. Методика вимірювання ЗВП

Для вимірювання ЗВП використовуються різноманітні умови стимуляції і реєстрації, що дозволяють оцінити функціональний стан зорової системи на різних рівнях.

Частіш за все у вигляді стимулу використовується спалах від матриці світлодіодів, що вставляються в спеціальні окуляри. Інтенсив-

ність спалахів 100-600 мкВ, а довжина хвилі 640 нм, спалах подається монокулярно при заплющених очах хворого. Період стимуляції має бути більшим епохи аналізу для того, щоб епохи аналізу від різних стимулів не перекривалися. Епоха аналізу дорівнює 500 мс. А кількість накопичень ВП від послідових стимулів зазвичай рівна 100. Активні електроди розташовані для реєстрації ЕЕГ з ВП в положеннях О2, О1 міжнародної схеми «10-20%», а земляний – на точці Fpz [3, 5, 8].

Але при наведеній вище методиці вимірювання вигляд окремих компонентів ЗВП сигналу різниться значною нелінійною варіабельністю в залежності від стану зорової системи. Тому було розроблено метод, що дає змогу більш об'єктивно оцінити прихід аферентації до кори і характеризується більш прямою залежністю патернів ВП від стану зорової системи [1]. Якість оцінки зорової системи значно покращилась після відкриття того, що зорові відгуки, що генеруються на різку зміну патерна, значно стабільніші за своєю конфігурацією і більш тісно відображають такі функції зорової системи як гостроту зору, рефрактерність та ін. До такої методики відноситься реєстрація сигналу ЗВП на реверсивний шаховий патерн.

При такій методиці реєстрації активні електроди розташовані в положеннях О2, О1 за міжнародною схемою «10-20%», референтний на Fz (Fpz), а земляний – на мастоїдах. Частота зміни шахових патернів 1-2 Гц. Розмір комірки патерна 20-30 мін і визначається кутом зору. Дослідження проводиться в затемненій кімнаті. Кількість накопичень зазвичай 100-200. На рис. 1 подано схематичне зображення процедури реєстрації ЗВП.

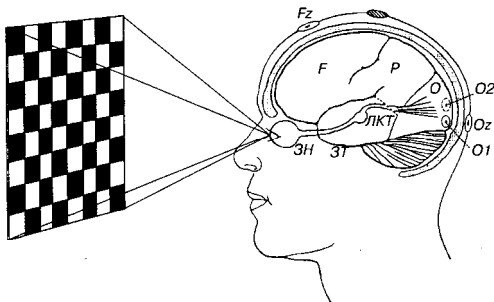


Рис.1. Схематичне зображення процедури реєстрації ЗВП при стимуляції реверсивним шаховим патерном

На рис. 2 наведено типовий вигляд сигналів ЗВП у відповідь на стимуляцію у вигляді реверсивного шахового патерна [3, 8]. Ці сигнали мають вигляд послідовності негативних (позначаються літерою N) та позитивних (позначаються літерою P) півхвиль компонентів, які у нормі повинні з'являтися через певний проміжок часу після подачі стимулу. Цей час в мілісекундах позначається поряд із літерою. В літературі приводяться амплітудно-часові параметри ЗВП при реєстрації в залежності від умов реєстрації. В табл. 1 приведено параметри сигналів ЗВП у відповідь на стимуляцію у вигляді реверсивного шахового патерна.

чаються літерою N) та позитивних (позначаються літерою P) півхвиль компонентів, які у нормі повинні з'являтися через певний проміжок часу після подачі стимулу. Цей час в мілісекундах позначається поряд із літерою. В літературі приводяться амплітудно-часові параметри ЗВП при реєстрації в залежності від умов реєстрації. В табл. 1 приведено параметри сигналів ЗВП у відповідь на стимуляцію у вигляді реверсивного шахового патерна.

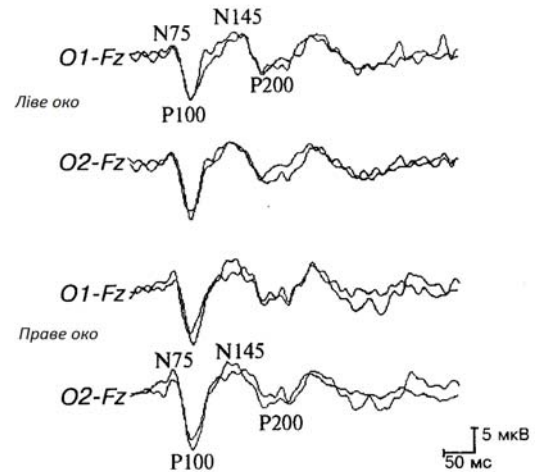


Рис. 2. Сигнали ЗВП в нормі при стимуляції реверсивним шаховим патерном

Таблиця 1. Параметри сигналів ЗВП у відповідь на стимуляцію у вигляді реверсивного шахового патерна

Компоненти	Латентність, мс	Амплітуда, мкВ
Початок відповіді	43-50	-
P50(P1)	40-87	1-3
N75(N2)	65-115	7-12
P100(P2)	98-145	3,1-21,1
N145(N3)	140-210	5-21
P200(P3)	180-220	3,8-11,2

Сутність методики дослідження ЗВП полягає у визначенні амплітудно-часових характеристик отриманого сигналу, а саме чисельних значень амплітуд хвиль та затримки їх виникнення відносно моменту подачі стимулу.

При візуальному аналізі ЗВП вимірюють числові значення амплітуд та тривалості всіх хвиль, і потім співставляють їх з нормативними.

## 2. Розробка моделі ЗВП

В результаті аналізу методики вимірювання і аналізу ЗВП можна зробити висновок, що, основними інформативними характеристиками ЗВП,

які важливі для вирішення задач діагностики, є амплітудні та часові. Отже, коли постає питання про моделювання сигналу ЗВП, ці параметри є основними, які повинні бути відображені в моделі. В даній роботі пропонується будувати параметричну модель, вхідними даними для побудови якої будуть значення амплітуди кожного компонента та моменти часу розташування кожного компонента.

В даній роботі пропонується будувати модельний сигнал ЗВП  $s(t)$  у вигляді суми деякого «еталонного» патерну з параметрами, що відповідають нормативним для даного стану зорової системи, та фоновій ЕЕГ, які також відповідає поточним електричним характеристикам активності мозку:  $s(t) = EP(t) + EEG(t)$ ,

де  $EP(t)$  - модельний сигнал ВП окремо;

$EEG(t)$  - модельна фонові активність ЕЕГ окремо.

Окремий опис ВП та ЕЕГ в рамках моделі дозволяє гнучко описувати різноманітні стани як зорової системи, так і фонові активності мозку. Це може бути корисним, наприклад, для вивчення взаємозв'язків різних систем мозку. Також така модель може використовуватись для опису сигналів ЗВП для різних патологій зорової системи на фоні тієї чи іншої фонові активності, або навпаки, для дослідження впливу фонові активності мозку на вигляд ЗВП.

**2.1. Моделювання фонові електричної активності мозку**

Існує кілька підходів до моделювання сигналу електричної активності мозку людини [2]. Лінійні методи мають за мету знаходження параметрів, що краще за все описують систему генерації сигналу. Такі моделі потребують використання шумового сигналу. В таких моделях кожний відлік сигналу розраховується виходячи з певної кількості попередніх відліків і вихідного сигналу.

У нелінійних методах кожний наступний відлік залежить від попередніх через нелінійну функцію, або суму нелінійних функцій. Нелінійність часових рядів визначається за допомогою тестів Маклеода-Лі та BDS-випробувань.

Існують також методи генерації сигналів ЕЕГ на основі моделювання нейронної активності мозку. Такі моделі здебільшого є нелінійними та можуть бути використані для моделювання сигналів ЕЕГ як у нормальному стані, так і при патологіях. Проста розподілена модель складається з набору змодельованих нейронів, і у простійшому випадку її достатньо для генерації  $\alpha$ -ритму, тобто ЕЕГ в діапазоні частот 8-13 Гц [8].

Фонові активність мозку, в свою чергу, описана в літературі достатньо детально [2, 4, 6]. Основною характеристикою такої активності є частота спектр та потужність. Для зручності аналізу мозкової активності було введено розділення діапазону частот спектру ЕЕГ за деякими основними піддіапазонами, яким присвоєні назви букв грецького алфавіту. Основні піддіапазони (ритми) приведені у табл. 2.

**Таблиця 2. Основні ритми ЕЕГ**

Ритм	Частотний діапазон, Гц	Амплітуда, мкВ
$\alpha$	8 – 13	30 – 70
$\beta$	14 – 40	5 – 30
$\theta$	4 – 8	100 – 150
$\delta$	1,5 - 4	20 – 30

В даній роботі моделювання фонові мозкової активності виконувалось відповідно до розробленої раніше методики моделювання фонові ЕЕГ [2]. Моделювання проводилось виходячи з того, що сигнал ЕЕГ є квазивипадковим процесом, та початкові фази кожної гармоніки мають рівномірний закон розподілу. Форма спектру сигналу залежить від розподілу амплітуд кожної з гармонік за частотами. Таким чином, для того, щоб спектр сигналу, що моделюється, мав схожу форму зі спектром реального сигналу, амплітуди гармонік варто задати певним чином. Пропонується задавати амплітуди виходячи з припущення, що спектр кожного ритму ЕЕГ має нормальний закон розподілу амплітуд на відповідному інтервалі частот [1]:

$$n = \sum_{i=1}^N \sum_{j=\alpha, \beta, \delta, \theta} A_{ji} \sin(\omega_{ji}t + \varphi_j),$$

де  $\omega_j$  - частота;  $A_j$  - амплітуда;  $\varphi_j$  - фаза відповідного ритму ЕЕГ.

**2.2. Моделювання компонентів ЗВП**

В даній роботі пропонується моделювання компонентів ЗВП на основі амплітудно-часових параметрів ЗВП, наведених в табл. 1.

Зробимо припущення, що величина часової затримки та амплітуди кожної хвилі сигналу ЗВП має рівномірний закон розподілу на допустимому інтервалі існування. Через це при створенні «еталонного» ЗВП сигналу значення величин амплітуди та часової затримки для кожної хвилі задається як одне із значень з відповідного інтервалу.

Величини затримок різних хвиль можуть також відрізнятися одна від одної, тому після того, як були задані значення амплітуд хвиль, сигнал

«еталонних» ЗВП являє функцію часу, задану по точкам на нерівномірній сітці часу:

$$EP(t) = \begin{pmatrix} (0,0), \\ (t_{P50_{start}}, 0), \\ (t_{P50}, P50), \\ (t_{N75}, N75), \\ (t_{P100}, P100), \\ (t_{N145}, N145), \\ (t_{P200}, P200), \\ (t_{P200_{end}}, 0), \\ (500,0) \end{pmatrix},$$

де  $P50, \dots, P200$  – значення амплітуд хвиль, мкВ;  
 $t_{P50_{start}}, \dots, t_{P200_{end}}$  – значення моментів часу, які відповідають виникненню хвиль, сек.

Для переходу до рівномірної сітки відліків, які дискретизовані з частотою дискретизації  $F_s$ , необхідно виконати інтерполяцію. При створенні моделі «еталонного» ЗВП пропонується виконувати кубічну інтерполяцію, тому що вона не дає значні викиди та осциляції, на відміну від сплайнової, та дає гладку функцію, на відміну від лінійної.

### 3. Експериментальні результати

Для перевірки дієздатності запропонованої моделі було проведено експериментальні дослідження по моделюванню ЗВП.

За запропованою вище методикою було отримано еталонний патерн ЗВП, що наведено на рис. 3, на якому кружальцями відмічені точки «еталонного» ЗВП, а з'єднані вони за допомогою кубічної інтерполяції.

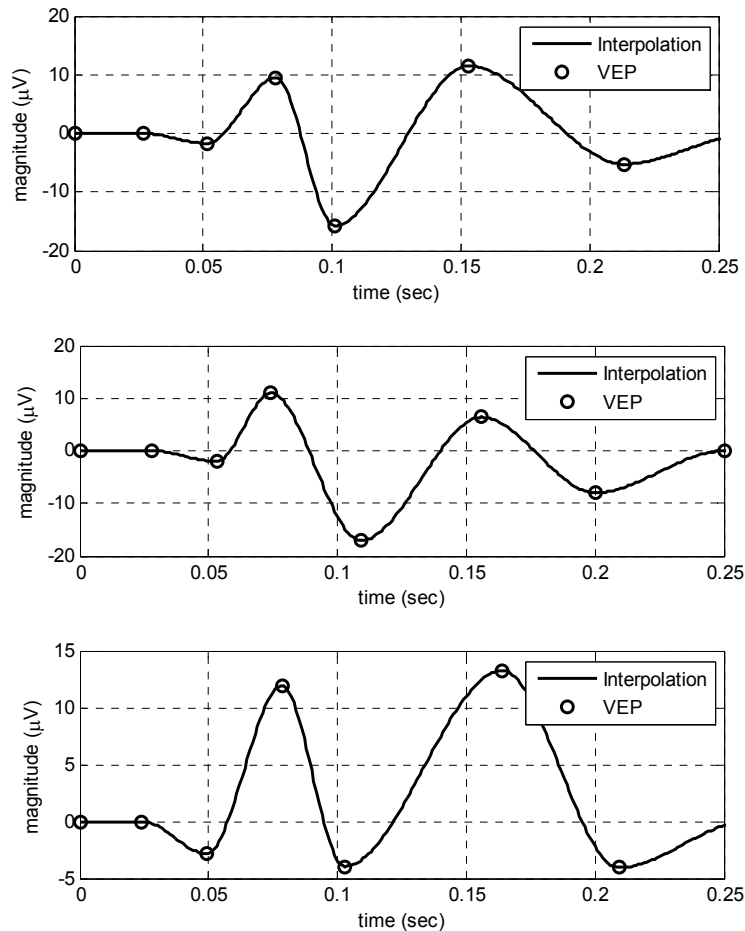


Рис. 3. Приклади сигналів «еталонних» ЗВП компонентів з випадковими амплітудами та часовими затримками піків

В експерименті було використано фонову ЕЕГ для електричної активності мозку здорової людини, параметри якої подано в табл. 2.

Результати моделювання фонові ЕЕГ наведено на рис. 4(a) та її спектр на рис. 4(b).

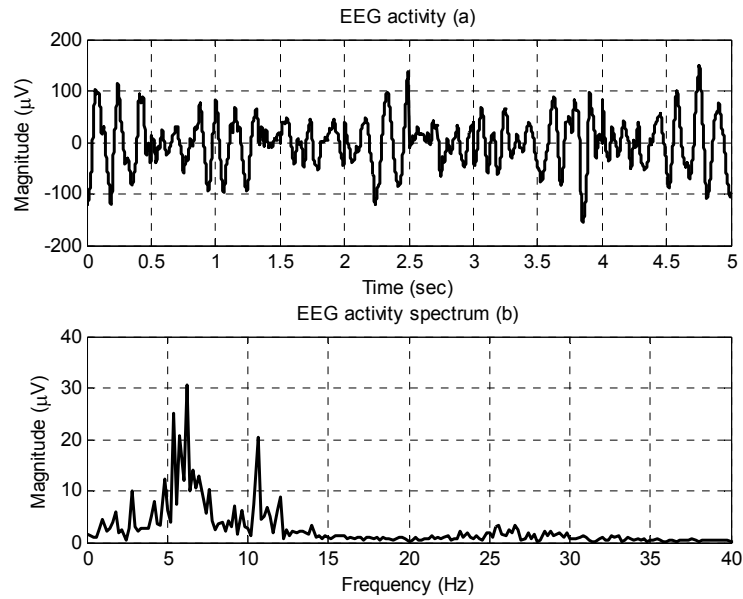


Рис. 4. Фрагмент сигнала EEG (a) та його спектр(b)

Отриманий сигнал EEG був доданий до сигналу еталонного патерну ЗВП і було отримано EEG з ВП (рис. 5). Як видно на цьому рисунку, початковий «еталонний» ЗВП-патерн не може бути візуально ідентифіковано в сигналі, тому

для покращення співвідношення сигнал-шум після цього проводилась сегментація сигналу, тобто синхронізація за стимулом і накопичення з метою позбавитись фонові активності мозку. Результат приведено на рис. 6.

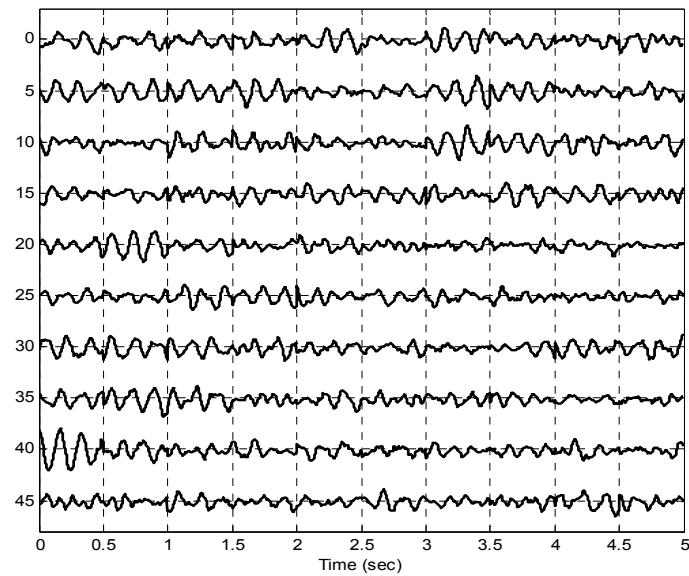


Рис. 5. Змодельований сигнал EEG з ВП за епоху аналізу

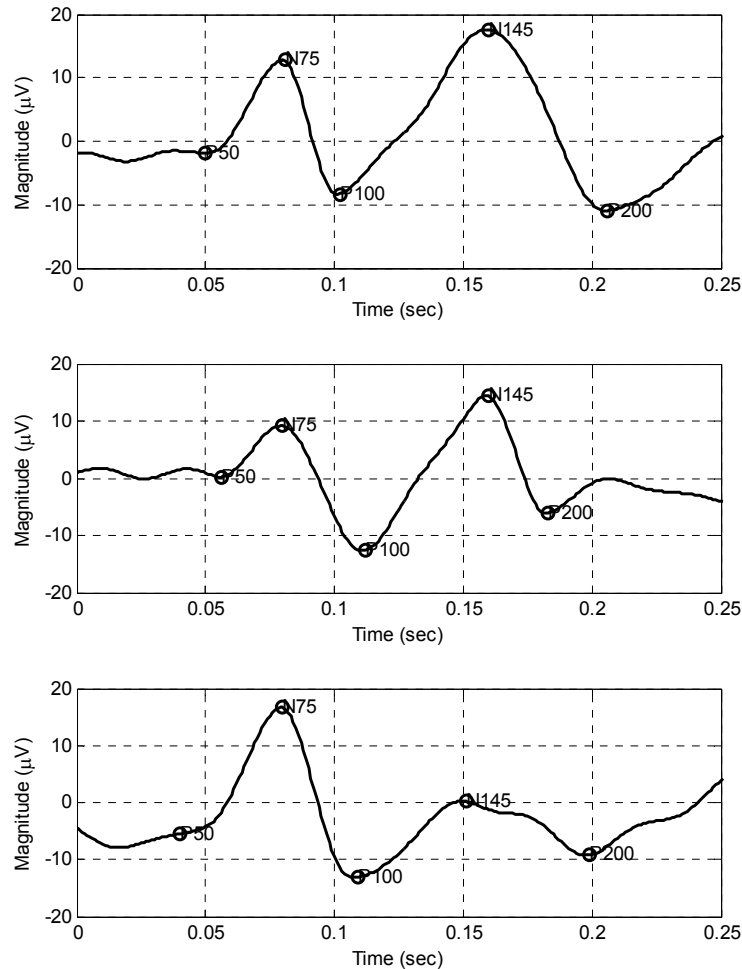


Рис. 7. Приклади сигналів отриманих в результаті експерименту

Видно, що амплітудно-часові характеристики отриманих кривих відповідають характеристикам реальних сигналів, які можуть бути отримані в експерименті. Отже, в результаті використання запропонованого в даній роботі методу моделювання ЗВП, було отримано модельний сигнал зорових викликаних потенціалів в результаті реакції на шаховий патерн.

#### Висновки

В даній роботі запропонована модель ЗВП, яка складається з еталонного патерну ЗВП та модельної фонові активності ЕЕГ. Характеристики еталонного патерну можуть бути обраними відповідно до наявних даних про амплітуди та тривалості компонентів ЗВП. Модель дає можливість описувати окремо характер ЗВП відповідно до різних станів організму, та характеристики фонові ЕЕГ.

Експериментальні результати підтверджують спроможність моделі описувати ЗВП внаслідок реакції на шаховий патерн.

#### Література

1. Davila, C. Optimal detection of visual evoked potentials / C. E. Davila, R. Srebro, I. A. Ghaleb // IEEE transactions on Biomedical Engineering January 3, 1998. – P. 800-803
2. Panichev, O. Simulation of electroencephalographic signals for depth of anesthesia assessment / O. Panichev, A. Popov, O. Bodilovskyi, V. Tkachenko // Proceedings of SPIE 8008, 80081G, 2011. – doi 10.1117/12.905097
3. Гнездицкий, В. В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике / В. В. Гнездицкий. – Таганрог: ТРТУ, 1997. – 252 стр. – ISBN 5-98322-268-6.
4. Гнездицкий, В. В. Опыт применения вызванных потенциалов в клинической практике / В.В. Гнездицкий, А.М. Шамшинова. – М. : Антидор, 2001. – 480с. – ISBN 9-78593751-009-9
5. Гнездицкий, В. В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (кар-

- тирование и локализация источников электрической активности мозга) / В. В. Гнездицкий. – М. : Медпресс-информ, 2004. – 626 стр. – ISBN 5-8327-0058-9/
6. *Зенков, Л. Р.* Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) / Л. Р. Зенков. – Таганрог : Издательство ТРТУ, 1996. – 358 с. – ISBN 5-230-24735-5.
7. *Колкер, И. А.* Применение метода зрительных и слуховых вызванных потенциалов мозга в детской неврологии / И. А. Колкер // Международный медицинский журнал №2, 2003. – С. 48-52
8. *Рутман, Э. М.* Вызванные потенциалы в психологии и психофизиологии / Э. М. Рутман, М. : Наука, 1979 – 301с.

УДК 621.3

## Моделирование сигнала зрительных вызванных потенциалов

**И.Э. Крашенный, А.А. Попов**, канд.техн.наук

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», пр. Победы, 37, Киев-56, 03056, Украина.

Рассмотрена задача моделирования сигналов зрительных вызванных потенциалов (ЗВП) человека. Предложена новая модель сигналов зрительных вызванных потенциалов, которая состоит из эталонного паттерна зрительных вызванных потенциалов и модельной фоновой электроэнцефалографической активности. Параметрами модели являются амплитуды и временные задержки ЗВП, и спектральные характеристики фоновой мозговой активности.

Приведены результаты моделирования сигналов зрительных вызванных потенциалов, которое проводилось с использованием экспериментально полученных амплитудно-временных характеристик реальных сигналов. Были использованы амплитудно-временные характеристики здорового пациента. В эксперименте был использован традиционный подход к анализу вызванных потенциалов, а именно усреднение по всем испытаниям, который является оптимальным способом улучшить соотношение сигнал-шум, когда вызванный потенциал детерминированной величиной смешанный с аддитивным шумом с нулевым средним. Построенная модель отражает ЗВП здорового пациента. Библиография 8 названий, рис. 7, табл. 2.

**Ключевые слова:** электроэнцефалография, зрительные вызванные потенциалы, моделирование, вызванные потенциалы.

UDC 621.3

## Modeling of visual evoked potentials

**I.E. Krashenyi, A.A. Popov**, Ph.D.

National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute", pr. Peremogy, 37, Kyiv-56, 03056, Ukraine.

The task of visual evoked potentials (VEP) signals simulation was considered. The new model of VEP which consists of separate components to describe the evoked potential and background EEG, was proposed. The model parameters are amplitudes and latencies of VEP components and spectral characteristics of brain background electrical activity.

The results of simulation of VEP signals with usage of experimentally obtained amplitude-time characteristics of real VEP and EEG signals are presented. Amplitude-time characteristics of healthy patients were used. During experiments, conventional approach to analysis of evoked potentials, namely the averaging of measurements over all trials was used, which is the optimal way to improve signal-to-noise ratio when the evoked potential is a deterministic signal mixed with in-

dependent zero mean additive background noise. The model of VEP signal was constructed for the case of healthy patient as the result. References 8, figures 7, tables 2.

**Keywords:** *electroencephalography, visual evoked potentials, simulation, evoked potentials.*

#### References

1. *Davila, C.* (1998), [Optimal detection of visual evoked potentials]. IEEE transactions on Biomedical Engineering January 3, pp. 800-803
2. *Panichev, O.* (2011), [Simulation of electroencephalographic signals for depth of anesthesia assessment]. Proceedings of SPIE 8008, 80081G, doi 10.1117/12.905097.
3. *Gnezditsky, V. V.* (1997), [Evoked potentials in clinical practice]. Taganrog TSURE, P.252 ISBN 5-98322-268-6 (Rus)
4. *Gnezditsky, V.V.* (2001), [Evoked potentials in clinical practice experience]. Moscow: antidoron. P. 480p. ISBN 9-78593751-009-9 (Rus)
5. *Gnezditsky, V. V.* (2004), [Inverse problem of EEG and Clinical Electroencephalography (mapping and locating the source of electrical activity of the brain)] Moscow: MEDpress-inform. P. 626p. ISBN 5-8327-0058-9 (Rus)
6. *Zenkov, L. R.* (1996), [Clinical Electroencephalography (with elements of epileptology)]. Taganrog TSURE Publishing. P. 358. ISBN 5-230-24735-5 (Rus)
7. *Kolker, I. A.* (2003), [Application of visual and auditory evoked potentials in pediatric neurology / I. A. Kolker]. International Journal of Medicine. Vol. 2, pp. 48-52 (Rus)
8. *Rutman, E. M.* (1979), [Evoked potentials in psychology and psychophysiology]. Nauka, Moscow, P. 301. (Rus)

*Поступила в редакцию 20 января 2013 г.*