

насиченості киснем крові, сили пульсової хвилі, а також систему диференціальних рівнянь, яка на відміну від існуючих дозволяє прогнозувати безпечні рівні фізичних навантажень та динаміку відновлення нормального функціонування в процесі реабілітації після інфаркту міокарда.

Література

1. Timischl S. A Global Model for the Cardiovascular and Respiratory System: diss. of the requirements for the degree Doktor Rerum Naturalium / Susanne Timischl. – Karl-Franzens University of Graz. 1998.
2. Jerry J. Batzel Cardiovascular and respiratory systems: modeling, analysis, and control / Jerry J. Batzel, Franz Kappel, Daniel Schneditz, Hien T. Tran. – SIAM, (December 12, 2006). – 289 p.
3. Vovkodav O. Model of physical activity during rehabilitation after myocardial infarction / Oleksandr Vovkodav // Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science. Proceedings of the International Conference. TCSET'2012. – Lviv-Slavsko, Ukraine, 2012. – P. 231–232
4. Биофизика / [Владимиров Ю.А., Рощупкин Д.И., Потапенко А.Я., Деев А.И.]. – М. : Медицина, 1983. – С. 225 – 236.

Надійшла 22.6.2012 р.

Рецензент: д.ф.-м.н. Боднар Д.І.

УДК 53.05: 617.753

П.О. ТИМКІВ

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ЗАСТОСУВАННЯ АДАПТИВНО-РЕКУРСИВНОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ З ВРАХУВАННЯМ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ КВАНТОВОГО ЕЛЕКТРОРЕТИНОСИГНАЛУ

Розглянуто можливості застосування квантової електроретинографії для задач оцінювання ризиків нейротоксикації. Використано адаптивно-рекурсивну фільтрацію для оцінювання квантового електроретиносигналу. Застосування фільтру Калмана проведено з врахуванням параметрів (коефіцієнтів та початкових значень) математичної моделі на основі різницевого рівняння 2-го порядку. Наведено результати оцінювання квантового електроретиносигналу фільтром Калмана.

The possibilities of application of quantum electroretinography problems for risk assessment neurotoxicity. Used adaptive-recursive filter for estimating the quantum electroretinosignal. Application of Kalman filter performed taking into account the parameters (coefficients and initial values) of mathematical models based on differential equations of 2nd order. The results of evaluation of the quantum electroretinosignal Kalman filter.

Ключові слова: математична модель, квантова електроретинографія, адаптивно-рекурсивна фільтрація, фільтр Калмана.

Вступ

Одним з негативних наслідків науково-технічного прогресу є вплив забрудненого довкілля на організм людини, що, у свою чергу, призводить до підвищення ризиків токсикації. Вплив токсинів позначається на серцево-судинній, травній (шлунково-кишковий тракт), опорно-руховій та нервовій системах. Таке пошкодження організму отрутою, котра надходить і ззовні (екзогенною) або котра утворюється всередині самого організму (ендогенною), називають токсикацією [1]. Токсикація – це не тільки ураження токсинами тваринного чи рослинного походження, але й усі види отруєння, тобто пошкодження організму мінеральними, фармакологічними або синтетичними токсинами. При цьому виникає проблема виявлення ризиків токсикації. При ураженні певних систем організму людини виникають специфічні прояви токсикації. Серед найбільш небезпечних її видів з широким спектром ураження, є нейротоксикація.

Синдром нейротоксикозу має важкі наслідки для організму та його дія протягом тривалого періоду до кінця не вивчена. Нейротоксикоз може розпочатися раптово, при цьому з бурхливо наростаючими клінічними проявами. Тому для виявлення та ефективного лікування нейротоксикозу необхідно проводити вчасну його діагностику.

На актуальність діагностики стану організму людини за проявом сітківки ока людини на світловий спалах, вказували автори багатьох робіт медичного спрямування, зокрема Шамшинова А.М., Волкова В.В., Богословський А.И., Бизов А.Л., Зіслина Н.Н., Миронова Е.М., Карпе G., Henkes H., Kato M., та ін. [2–6]. Ними встановлено, що регулярна діагностика стану сітківки ока при проведенні електроретинографії, дає змогу виявити в ній функціональні зміни на ранній стадії і своєчасно провести профілактичні заходи для реабілітації, а у випадку патологічних порушень запобігти розвитку хвороби відповідним лікуванням.

Електроретинографічні дослідження для ідентифікації і прогнозування можливих інтоксикацій організму людини надзвичайно перспективні, оскільки є неінвазивним та високоточним методом. Відомо, що електроретиносигнал (ЕРС) — це зареєстрований та опрацьований електричний потенціал сітківки ока, викликаний світловим подразненням сітківки. Для оцінювання організму людини в цілому застосовують електроретинограму (ЕРГ).

Енергія світлового спалаху, котра використовується у стандартній електроретинографії, є завеликою, для діагностування прояву нейротоксикацій, тому застосовується квантова електроретинографія (з наднизькою енергією світлового спалаху) [7].

Незважаючи на те, що у стандартах зафіксовано методи побудови ЕРГ (відбору, попереднього опрацювання, оцифрування, реєстрації ЕРС, його оптимального обробки) та оцінювання морфологічних параметрів ЕРГ (часових інтервалів між її характерними точками, амплітудами тощо, важливих для медичної практики), застосування наднизької енергії світлового подразнення у електроретинографії потребує удосконалення методів обробки квантового електроретиносигналу.

Постановка завдання

Метою роботи є застосування адаптивно-рекурсивного фільтру для обробки квантового електроретиносигналу з врахуванням математичної моделі на основі різницевого рівняння 2-го порядку.

Результати дослідження

Енергія світлового подразнення котра використовується для отримання електроретиносигналу знаходиться в межах від 0,01 до 30 Кд·с/м² (міжнародний стандарт ISCEV 118:60-77). Для виділення корисного сигналу із суміші, необхідно провести декілька реєстрацій електроретиносигналу. Оскільки сприйняття подразнення сенсорними системами організму людини відбувається на основі емпіричного-психофізичного закону, то зниження енергії світлового подразнення, для зменшення інвазивності, призводить до збільшення чутливості та роздільної здатності електроретинографії [7].

З огляду на це, в медичній практиці застосовують електроретинографію з наднизькою енергією світлового подразнення – квантову. Основними перевагами квантової електроретинографії є: рання діагностика зміни функціонального стану організму людини (зокрема при нейротоксикації), низька енергія світлового подразнення (енергія світлового спалаху знаходиться в межах від $10^{-3} \text{ Кд} \cdot \text{с} \cdot \text{м}^{-2}$ до $10^{-4} \text{ Кд} \cdot \text{с} \cdot \text{м}^{-2}$), і зменшення часу відновлення ока (відсутність необхідності темної адаптації), що скорочує тривалість проведення процедури.

Для виникнення мінімальної реакції клітин сітківки (паличок) на світлове подразнення необхідно подіяти обмеженою кількістю квантів світла: від 54 до 148. Проте, як виявилось, самої сітківки досягає значно менше число квантів світла: від 5 до 14. Це пояснюється значними втратами при проходженні світла через оптичні середовища ока [8].

При такому рівні енергії, величина амплітуди електроретиносигналу в порівнянні з амплітудою шумів, завод та артефактів є низькою (рис. 1) [9].

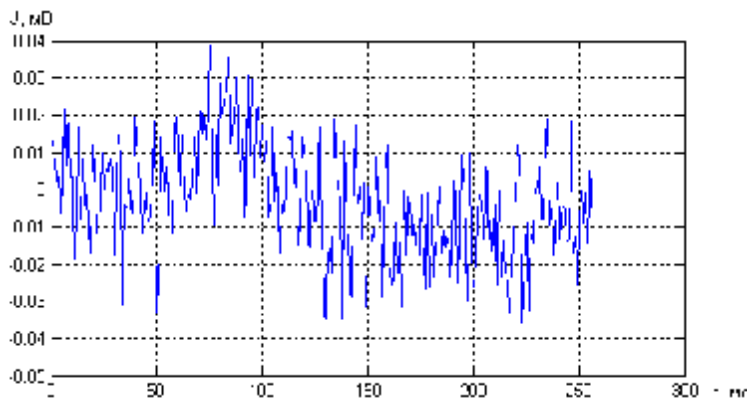


Рис.1. Імітація квантового ЕРС на основі реального електроретиносигналу

Для вирішення проблеми виділення сигналу з суміші застосовується смуговий фільтр (обмеження по нижній частоті $75 \square 100$ Гц, обмеження по верхній частоті – 300 Гц, стандарт ISCEV 120:111–119). Проте і його застосування виявилось малоефективним. Тому для виділення сигналу з суміші застосовують фільтр Калмана [10].

Фільтр Калмана є різновидом рекурсивно-адаптивного фільтру. Для обчислення оцінки стану системи на поточний такт роботи йому необхідна оцінка стану (у вигляді оцінки стану системи та оцінки похибки визначення цього стану) на попередньому такті роботи та вимірювання на поточному такті. Дана властивість відрізняє його від інших фільтрів, що вимагають в поточний такт роботи знання попередніх вимірювань та/або оцінок.

Стан фільтра задається двома змінними:

а) апостеріорна оцінка стану об'єкта в певний момент отримана за результатами спостережень до даного моменту включно;

б) апостеріорна коваріаційна матриця помилок, що задає оцінку точності отриманої оцінки вектора стану і включає в себе оцінку дисперсій похибки обчисленого стану та коваріації, що показують виявлені взаємозв'язки між параметрами стану системи.

Ітерації фільтра Калмана діляться на дві фази: екстраполяція і корекція. Під час екстраполяції

фільтр отримує попередню оцінку стану системи на поточний крок за підсумковою оцінкою стану з попереднього кроку (або попередню оцінку на наступний такт по підсумковій оцінці поточного кроку, в залежності від інтерпретації). Цю попередню оцінку також називають апріорною оцінкою стану, так як для її отримання не використовуються спостереження відповідного кроку. У фазі корекції апріорна екстраполяція доповнюється відповідними поточними вимірами для корекції оцінки. Скоригована оцінка також називається апостеріорною оцінкою стану, або просто оцінкою вектора стану. Зазвичай, ці дві фази чергуються: екстраполяція проводиться за результатами корекції до наступного спостереження, а корекція проводиться спільно з доступними на наступному кроці спостереженнями, і т. д. Однак можливий і інший розвиток подій, якщо за деякою причини спостереження виявилось недоступним, то етап корекції може бути пропущений і виконана екстраполяція по нескоректованій оцінці (апріорна екстраполяція). Аналогічно, якщо незалежні вимірювання доступні тільки в окремі такти роботи, можливі корекції (зазвичай з використанням іншої матриці спостережень).

З огляду на це, для побудови фільтру Калмана, необхідно застосувати певну математичну модель електроретиносигналу. На даний час існує декілька підходів до трактування природи електроретиносигналу – детермінований і стохастичний, а відповідно і декілька варіантів математичних моделей ЕРС.

Результати огляду відомих моделей показали, що найпростіші методи опрацювання ЕРС ґрунтуються на дослідженні амплітудно-часових характеристик екстремальних точок (максимумів і мінімумів). За математичну модель в такому випадку використано детерміновану функцію, яка описує ЕРС у межах одного періоду (Яворський Б.І., Юзьків А.В.).

Значною мірою наведений детермінований підхід удосконалено при використанні стохастичного підходу щодо побудови математичної моделі ЕРС. Перші кроки у цьому напрямку було зроблено Ткачуком Р.А., Мацюком О.В., Паламаром М.І., Рілком А.Д. Математичною моделлю ЕРС у цих роботах вважають лінійний випадковий процес та адитивну суміш детермінованої і випадкової складових.

Існує і ряд наукових робіт, в яких електроретиносигнал (електроретинограма) апроксимується за допомогою відомих та добре описаних математичних функцій: ортонормованими поліномами Чебишева, Кравчука, Лагера (Мацюк О.В.); гармонійними коливаннями – синусоїдами (Хвостівський М.О.).

На практиці застосовують й інші моделі та методи опрацювання ЕРС. Наприклад, існує припущення, що отримана від пацієнта ЕРГ є спотвореною загальною ЕРГ у нормі. Тоді, знаючи зображення загальної ЕРГ у нормі, тип спотворення тощо, його ступінь, необхідно шукати оптимальне опрацювання загальної ЕРГ. Критерієм оптимальності потрібно вибрати відхилення деякої частини біжучої ЕРГ від такої ж частини стандартної (еталонної, напрацьованої раніше спеціальними дослідженнями) загальної ЕРГ. Величина цього відхилення визначає також достовірність вибраного рішення про тип. Так, у роботі [11] такий метод досліджено для діагнозу ахроматопсії (ACR — achromatopsia) та конгеніальної стаціонарної нічної сліпоти (CSNB – congenital stationary night blindness), коли ознаками є параметри хвилі «а» ЕРГ, де досліджено зображення хвилі «а» Гаусовою (Gaussian), логістичною (Logistic amplitude), сигмоїдною (Sigmoid), екстремального значення (Extreme value), Ландау-Симона-Вавілова функціями (LSV-type) (табл. 1).

Таблиця 1

Назва функції	Математичний вираз функції
Gaussian	$R(t) = R_{\max} \exp\left[-\frac{(t-t_{\min})^2}{2t_A^2}\right]$
Logistic amplitude	$R(t) = \frac{2R_{\max} \exp\left[-\frac{t-t_{\min}}{t_A}\right]}{1 + \exp\left[-\left(\frac{t-t_{\min}}{t_A}\right)^2\right]}$
Sigmoid	$R(t) = \frac{2R_{\max}}{1 + \exp\left[-\frac{t-t_{\min}}{t_A}\right]}$
Extreme value	$R(t) = R_{\max} \exp\left\{-\exp\left[\frac{(t-t_{\min})}{t_A}\right] - \left[\frac{t-t_{\min}}{t_A}\right] + 1\right\}$
LSV-type	$R(t) = R_{\max} \exp\left\{\frac{1}{2} \times \left[1 - \frac{t-t_{\min}}{t_A} - \exp\left(-\frac{t-t_{\min}}{t_A}\right)\right]\right\}$

Однак при побудові математичної моделі електроретиносигналу, слід зауважити те, що вихідні параметри моделі ЕРС повинні бути вхідними параметрами при побудові фільтру. Тому і виникає проблема застосування адекватної математичної моделі ЕРС, на основі вихідних параметрів якої можна провести побудову фільтру Калмана.

Оскільки ЕРС є заспокоючими коливаннями, то ЕРГ адекватно моделюється функцією, що є розв'язком лінійного неоднорідного (неоднорідність — функція-модель світлового збурення) диференціального рівняння 2-го порядку з постійними коефіцієнтами.

Оскільки оцінювання ЕРГ здійснюється обчислювальними методами, то представимо математичну модель у вигляді різницевого рівняння:

$$\mathbf{x}_n = b_2 S_{n-2} + b_1 S_{n-1} + S_n, \quad (1)$$

де \mathbf{x}_n — математична модель світлового збурення сітківки, значення коефіцієнтів b_1 , b_2 та початкові значення S_{-1} , S_{-2} визначають параметри ЕРГ (амплітуди хвиль, швидкість їх заспокоєння) [12]. Значення S_n обчислюватимемо за алгоритмом, який випливає з рівняння (1).

У просторі змінних стану, рівняння (1) набуває такого вигляду:

$$\begin{cases} \mathbf{Y}_{n-1} = \mathbf{A}\mathbf{Y}_n + \mathbf{B}\Xi_n \\ \mathbf{X}_n = \mathbf{C}\mathbf{Y}_n + \mathbf{D}\Xi_n + \mathbf{h}_n \end{cases}, \quad (2)$$

де, у термінах калманівської фільтрації: \mathbf{Y}_n — вектор стану ЕРГ; Ξ_n — вектор входу; \mathbf{A} — матриця стану; \mathbf{B} — матриця входу; \mathbf{C} — матриця виходу (спостереження); \mathbf{D} — матриця впливу виходу на спостереження [13].

Для визначення вектора стану ЕРГ, проведемо в рівнянні (1) заміну $S_{n-1} = y_n$, $S_{n-2} = y_{n-1}$. З отриманої системи рівнянь можна визначити, що:

$$\mathbf{Y}_{n-1} = \begin{bmatrix} S_{n-1} \\ y_{n-1} \end{bmatrix}; \quad \Xi_n = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_n \\ 0 \end{bmatrix}; \quad \mathbf{Y}_n = \begin{bmatrix} S_n \\ y_n \end{bmatrix}; \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ \frac{1}{b_2} & \frac{1}{b_2} \end{bmatrix}; \quad \mathbf{B} = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{b_2} \end{bmatrix}; \quad (3)$$

Вектор-матричне рівняння $\mathbf{X}_n = \mathbf{C}\mathbf{Y}_n + \mathbf{D}\Xi_n$ з системи рівнянь (2) набуде вигляду:

$$x_n = \begin{bmatrix} 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S_n \\ y_n \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{h}_n \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Отже, використання фільтру Калмана для виділення ЕРС з суміші сигналу та шуму, обумовлює застосування математичної моделі ЕРС на основі різницевого рівняння другого порядку з постійними коефіцієнтами.

На основі досліджень, проведено параметричну ідентифікацію математичної моделі квантового електроретиносигналу. Визначено коефіцієнти b_1 , b_2 та початкові значення y_1 , y_2 для квантового електроретиносигналу. Результати визначення коефіцієнтів наведено у табл. 2.

Таблиця 2

Ідентифікація параметрів математичної моделі квантового електроретиносигналу

Хвиля «a»	Хвиля «b»	Хвиля «с»
$b_1=1.901$	$b_1=1.912$	$b_1=1.906$
$b_2=0.988$	$b_2=0.925$	$b_2=0.990$
$y_1=-0.036$	$y_1=0.049$	$y_1=0.016$
$y_2=-0.010$	$y_2=0.150$	$y_2=0.018$

Застосування адаптивно-рекурсивного фільтру Калмана з врахуванням параметрів математичної моделі (коефіцієнтів b_1 , b_2 та початкових значень y_1 , y_2) на основі різницевого рівняння 2-го порядку, дало змогу провести оцінювання квантового електроретиносигналу (рис. 2.)

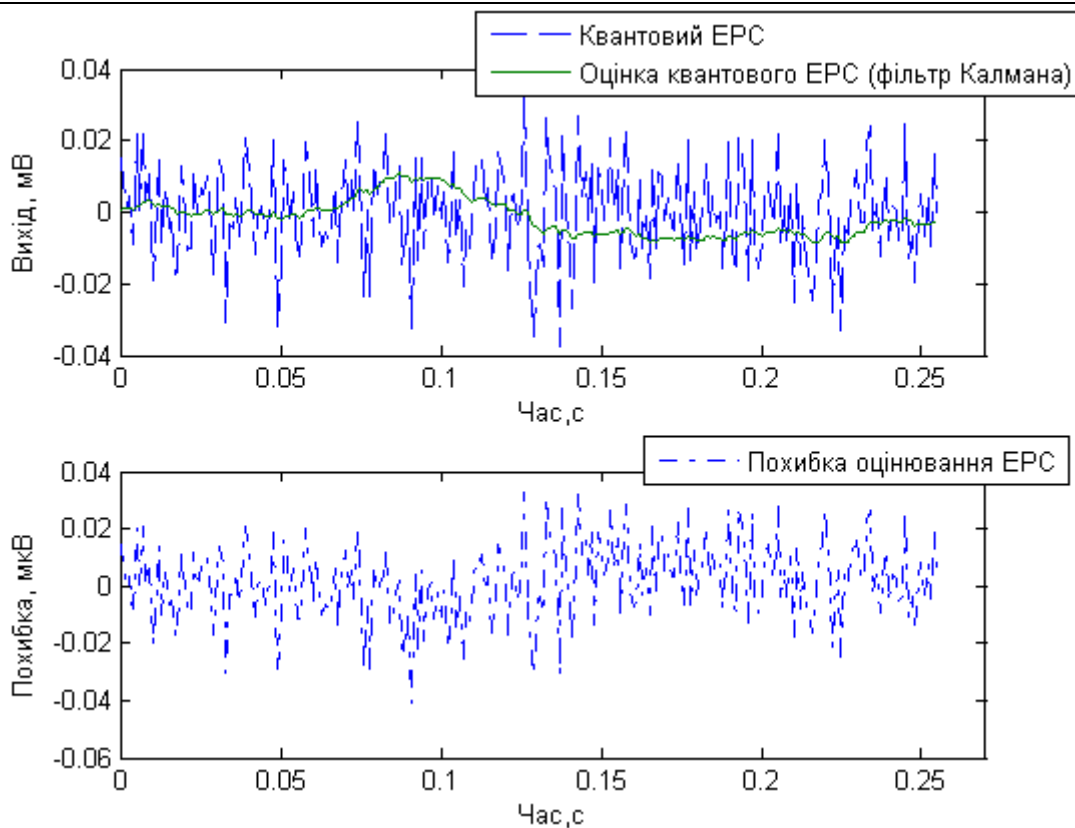


Рис. 2. Застосування фільтру Калмана для оцінювання квантового електроретиносигналу

Висновок

Для своєчасної діагностики синдрому нейротоксикозу застосовують квантову електроретинографію – неінвазивний та високоточний методи діагностики стану сітківки ока людини. Низька енергія світлового подразнення призводить до виникнення високого рівня шумів, тому для виділення корисного сигналу з суміші необхідно застосувати фільтр. Встановлено можливість застосування адаптивно-рекурсивної фільтрації, побудова фільтру проводилась на основі математичної моделі квантового електроретиносигналу (різницеве рівняння 2-го порядку з постійними коефіцієнтами) з врахуванням попередньо визначених параметрів математичної моделі.

Література

1. Мала медична енциклопедія : в 12 т. / [ред. В.Х. Василенко]. – М. : «Советская Энциклопедия», 1966. – Т. 3. – 1180 с.
2. Бызов А.Л. Электрофизиологические исследования сетчатки / Бызов А.Л. – М. : Наука, 1966 – 194 с.
3. Богословский А.И. Приборы для электрофизиологических исследований зрительного анализатора / А.И. Богословский, В. Жданов. – М. : Машиностроение, 1971. – 37 с.
4. Волков В.В. Функциональные методы исследования в офтальмологии / В.В. Волков, А.М. Шамшинова. – М. : Медицина, 1999. – 416 с.
5. Зислина Н.Н. Физиологические основы и возможности использования зрительных вызванных потенциалов в дифференциальной диагностике глазных болезней / Н.Н. Зислина, А.М. Шамшинова // Клиническая физиология зрения: сб. науч. тр. – М. : Русомед. 1993. – С. 146–157.
6. Шамшинова А.М. Функциональные методы исследования в офтальмологии / А.М. Шамшинова, В.В. Волков. – М. : Медицина, 1999. – 416 с.
7. Тимків П.О. Використання закону Вебера-Фехнера в квантовій електроретинографії / П.О. Тимків, Б.І. Яворський // Телемедицина – досвід та перспективи: тези доповіді на VIII міжн. конф. – Донецьк, 19-20.03.2012. С. 108-110.
8. Hecht S. Energy, Quanta and Vision / S. Hecht // Journal of General Physiology. – 1942, July 20. P. 819 – 840.
9. Тимків П.О. Застосування адаптивно-рекурсивного фільтру в квантовій електроретинографії / П.О. Тимків // «Радіоелектроніка та молодь в XXI ст.»: тези доп. 16 міжн. молод. Форум. – Харків, 17-19.04.2012.
10. Ткачук Р. Метод побудови біотехнічної системи для оцінювання електроретинограм з підвищеними вірогідністю та ефективністю / Р. Ткачук, Б. Яворський // Вісник ТДТУ. – 2009. – Т. 14. – № 3. – С. 102-110.
11. Barraco R. A study of the human rod and cone electroretinogram a-wave component / R.A Barraco,

D.P. Adorno, L.Bellomonte, M.Brai // – 2009. J. Stat. Mech. P03007.

12. Ткачук Р.А. Метод побудови оптимальної обробки електроретиносигналу та оцінювання вірогідності її результату / Р.А. Ткачук // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2008. – № 2. – С. 156 – 162.

13. Яворский Б.И. Взаимосвязь между представлением цифрового рекурсивного резонатора в частотной области и пространстве состояния / Б.И. Яворский // Автоматизация производственных процессов. – 1989. – № 28. – С. 151–155.

Надійшла 24.6.2012 р.

Рецензент: д.т.н. Лупенко С.А.

УДК 004.85

Ю.В. МОЖАРОВСЬКИЙ

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

ПОРІВНЯННЯ ШВИДКОДІ МЕТОДІВ НАВЧАННЯ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ПРЯМОГО ПОШИРЕННЯ

У статті проведено аналіз швидкості методів навчання нейронних мереж залежно від структури нейронної мережі та цільової задачі. Наведено рекомендації щодо застосування цих методів.

The analysis of neural network algorithms in dependence of its structure and problem is made. The usage recommendations of these methods are provided.

Ключові слова: штучні нейронні мережі, навчання.

Вступ

Нейронні мережі застосовуються для вирішення цілого ряду завдань, які є важко вирішуваними традиційними методами: розпізнавання образів, адаптивне управління, оптимізація, кластеризація, прогнозування. Вони ефективно впроваджуються у кібернетиці, космонавтиці, механіці, металургії і т.д.

Одним з найважливіших етапів застосування нейронної мережі є її навчання. Цей процес потребує набору пар прикладів «вхід – очікуваний вихід». Під час навчання ваги та зміщення мережі коригуються на кожній ітерації, щоб мінімізувати цільову функцію, найчастіше — середньоквадратичну помилку між виходом нейронної мережі та очікуваним виходом для навчальної множини.

Нехай $e_i(n)$ – помилка між i -м виходом нейронної мережі та очікуваним виходом для n -го навчального елемента. Сумарна помилка для цього елемента виражається як

$$E(n) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M e_i^2(n), \quad (1)$$

де M – розмір виходу нейронної мережі.

Середньоквадратична помилка визначається як

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N E(n), \quad (2)$$

де N – величина навчальної вибірки.

Підставивши (1) у (2), отримаємо

$$MSE = \frac{1}{2N} \sum_{n=1}^N \sum_{i=1}^M e_i^2(n). \quad (3)$$

Існує багато алгоритмів навчання, і дуже важко спрогнозувати, який з них працюватиме найшвидше. Це залежить від багатьох факторів, включаючи величину навчальної вибірки, кількість ваг і зміщень мережі, тип задачі та складність.

Проблема визначення найшвидшого методу не є новою [1, 2], але характерною для попередніх робіт є зосередженість на конкретній цільовій задачі. У даній статті порівнюються шість алгоритмів навчання мереж прямого поширення на чотирьох задачах, як простих вигаданих, так і реальних.

Постановка задачі

Для проведення аналізу використовується прикладний пакет Matlab “Neural Network Toolbox”, комп'ютер з ОС Microsoft Windows XP SP3, AMD Athlon 64 X2 Dual Core Processor 4200+ (2.21 Ghz), 2 GB RAM.

В табл. 1 наведено список алгоритмів, їх позначення та складність алгоритму, де n — розмір входу нейронної мережі.