

УДК 616-073:534.292

В.І. Бойко, д-р техн. наук, Л.П. Ларичева, канд. техн. наук, В.О. Устименко, О.П. Луценко

## Використання нейронних мереж для обробки сигналу в ехоенцефалографії

**В статье приведены основные принципы эхоэнцефалографического метода исследования головного мозга, в основе которого лежит метод одномерной ультразвуковой биолокации, обозначены основные сложности метода, предложена модель системы для усовершенствования метода на основе нейронных сетей.**

**In the article presented the main principles of echoencefalographic method of brain investigation, at based on the method of one-dimensional ultrasound biolocation. Mistakes of the method and algorithm of eliminatory false results are also represented.**

### Вступ

Значення інформаційного забезпечення медичних технологій у наш час значно зростає. Все частіше ЕОМ використовуються сумісно з різними діагностичними та лікувальними приладами. Однак, деякі важливі лікувально-діагностичні технології використовують можливості ЕОМ далеко не в повній мірі. Це пов'язане з недостатньо розвиненою технічною базою, низькою комп'ютерною грамотністю учасників технологій, особливістю медико - біологічної інформації.

Для успішного лікування хвороб необхідно використання сучасних методів та засобів функціональної діагностики організму людини для отримання достовірної діагностичної інформації та успішного лікування. Особливе значення мають діагностичні методи, які дозволяють отримувати інформацію без хірургічних втручань.

Ехоенцефалографія - один з не багатьох методів неінвазивної функціональної діагностики головного мозку [1], зокрема, пухлин, гематом, травматичних пошкоджень кісткової тканини. В основі методу лежить здатність ультразвуку, який використовується у якості носія інформації, відбиватися на межах середовищ, які мають різні фізичні властивості (оболонки та речовина мозку, епіфіз, кістки черепа, судини). Метод є недорогим, тому його може дозволити собі майже кожна поліклініка, на відміну від більш інформативної, але і значно дорожчої томографії.

Тим не менш, використання методу ехоенцефалографії в наш час є обмеженим, оскільки він має суттєві недоліки у трактуванні результа-

тів досліджень, які у значній мірі залежать від кваліфікованості та досвіду медичного персоналу, що проводить обстеження. Це, головним чином, пов'язано з тим, що на одержуваній ехограмі не спостерігається знайомих обрисів органу, як, наприклад, у томографії, а реєструється його акустична характеристика, при чому, картинка піків ехограм на моніторі комп'ютера не є застиглою, стійкою сукупністю піків, а постійно змінюється.

Використання нейронних мереж для обробки ехоенцефалографічного сигналу може значно покращити метод шляхом зменшення впливу людського фактору на достовірність діагностичних результатів.

### Основна частина

Експериментальні дослідження методу проводилися на комп'ютеризованому ехоенцефалографі "Сономед—315/М".

Типова картина на ехоенцефалограмі виглядає таким чином (рис.1): на початку розгортки реєструється потужний сигнал - початковий комплекс (ПК), в якому зливаються сигнали віддзеркалення від прилеглих до датчика покриттів голови, луски скроневої кістки, оболонки і найближчих до датчика мозкових структур. В межах ПК отримання будь якої корисної інформації неможливе.

У кінці розгортки реєструється потужний імпульс - кінцевий комплекс (КК), який формується в результаті віддзеркалення від твердої мозкової оболонки, внутрішньої і зовнішньої пластинок луски скроневої кістки протилежної стінки черепа і м'яких тканин голови.

Найбільш інформативно значущим сигналом є серединний комплекс (М-луна), який формується в результаті віддзеркалення від прозорої перегородки середини мозку, стінок третього шлуночку, епіфізу, і має різну форму у залежності від розташування датчика, ультразвукової частоти зондування, стану анатомічних компонентів, що впливають на формування зон віддзеркалення.

Вимірювання зсуву серединних структур мозку здійснюються шляхом ручного встановлення міток до М-луни та кінцевого комплексу. Відстань до М-луни, при вимірюванні з обох боків голови, повинна мати однакові або близькі значення, а сам сигнал

М-луна - в нормі співпадати з трансмісійною міткою, яка має знаходитися відразу за фронтом серединного комплексу.

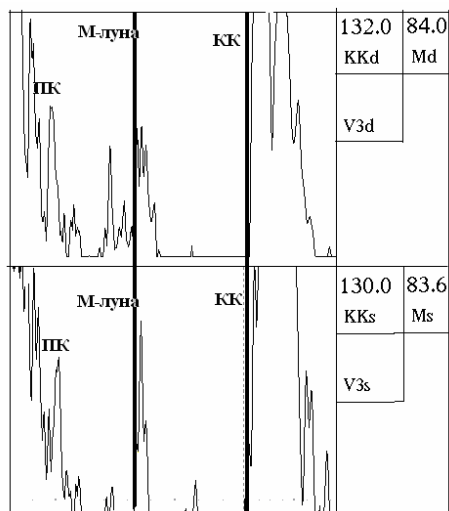


Рис. 1. Ехоенцефалограма

В процесі локації, навіть за відсутності переміщення датчика, вказані вище піки безперервно видозмінюються. Спостерігається зміна їх форми і висоти в такт пульсації церебральних судин та інших фізіологічних процесів. Необхідно вчасно та швидко вручну зафіксувати картинку на моніторі кнопкою «Стоп» для проведення розрахунків, по яких ставиться діагноз. Це істотно ускладнює правильну інтерпретацію отриманих результатів.

Для усунення вказаного недоліку і покращення діагностичної достовірності методу необхідно вжити заходів щодо автоматичної фіксації ехоенцефалограми при досягненні певної висоти піків на ехограмі.

Одним з шляхів вирішення даної проблеми є використання сучасних інформаційних технологій, зокрема, нейронних мереж.

Інтелектуальні системи на основі штучних нейронних мереж дозволяють з успіхом вирішувати проблеми розпізнавання образів, виконання прогнозів, оптимізації, керування тощо. Подібно до біологічних нейронних мереж, штучні нейронні мережі здатні навчатися, самі модулюють себе в результаті спроб досягнути ліпшої моделі поведінки, успішно вирішують завдання, спираючись навіть на неповну, зашумлену й внутрішньо суперечливу вхідну інформацію, якою є ехоенцефалографічний спектр.

Для вирішення завдань удосконалення ехоенцефалографічного методу була прийнята проста нейронна модель – перцептрон, що зазвичай використовується для розпізнавання зображень [2], зокрема, перцептрон з тринадцятьма сигмоїдними нейронами схованого шару і одним лінійним нейроном вихідного шару. Це мережа є мережею з прямим поширенням сигналу і зворотнім поширен-

ням похибки, тобто мережа зустрінного розповсюдження (рис.2).

Базовий модуль нейронних мереж (штучний нейрон) моделює чотири основні функції природного нейрона – входи, суматор, передатну функцію, виходи. Вхідні сигнали  $x_i$  помножуються на вагові коефіцієнти  $w_{ij}$ , підсумовуються суматором  $S$ , проходять через передатну функцію, генерують результат і виводяться. Якщо сума добутків ( $x_i \cdot w_{ij}$ ) більше заданого порогового значення, вихід дорівнює одиниці, в іншому випадку – нулю.

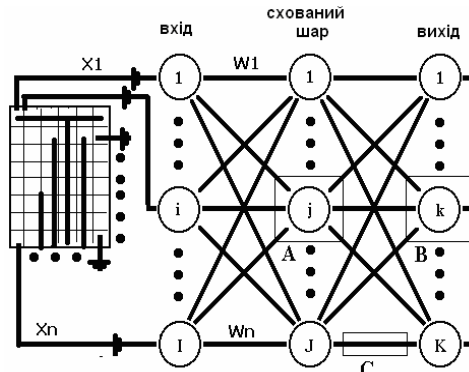


Рис. 2. Перцептронна модель розпізнавання зображень зі зворотнім поширенням похибки

Вихід функції сумування надсилається у передатну функцію і скеровує весь ряд на дійсний вихід (0 або 1) за допомогою певного алгоритму. Перцептрон навчають, подаючи множину образів по одному на його вхід і підбудовуючи вагові коефіцієнти доти, поки для всіх образів не буде досягнутий необхідний вихід. Ціль навчання полягає в тому, щоб навчити перцептрон вмикати індикатор при подачі на нього множини входів, що задають непарне число (одиницю), і не вмикати у випадку парного числа (нуля), тобто у фіксації ехоенцефалографічного сигналу при досягненні їм заздалегідь встановленого рівня.

При зворотному зв'язку, вихід нейронів прошарку скеровується до нейронів попереднього прошарку.

Алгоритм навчання нейронної мережі [3] наведений нижче.

1. На входи мережі подається один з можливих образів (у нашому випадку лінія, або її відсутність), і у режимі звичайного функціонування мережі (коли сигнали поширюються від входів до виходів) розраховуються значення останніх за формулою (1).

$$S_j^{(n)} = \sum_{i=0}^M y_i^{(n-1)} \cdot w_{ij}^{(n)} \quad (1)$$

де  $M$  – кількість нейронів у шарі  $n-1$  з урахуванням нейрону з постійним вихідним станом  $+1$ , що задає зсув;

$y_i^{(n-1)} = x_{ij}^{(n)}$  - і-тий вхід нейрона  $j$ -го шару  $n$ ;

$$y_j^{(n)} = f(s_j^{(n)}), \text{ де } f(s_j^{(n)}) - \text{сігмоїд};$$

$$y_q^{(0)} = I_q,$$

де  $I_q$  – q-а компонента вектору вхідного образу.

2. Розраховується нова мінлива  $d^{(N)}$  (різниця між дійсним та бажаним виходом) для вихідного шару за формулою (2).

$$\delta_l^{(N)} = (y_l^{(N)} - d_l) \cdot \frac{dy_l}{ds_l} \quad (2)$$

За формулами (3) або (4) розраховується зміна вагів  $Dw^{(N)}$  шару N.

$$\Delta w_{ij}^{(n)} = -\eta \cdot \delta_j^{(n)} \cdot y_i^{(n-1)} \quad (3)$$

$$\Delta w_{ij}^{(n)}(t) = -\eta \cdot (\mu \Delta w_{ij}^{(n)}(t-1) + (1-\mu) \delta_j^{(n)} y_i^{(n-1)}) \quad (4)$$

де  $\mu$  - коефіцієнт інерційності,  $t$  – номер ітерації.

3. Розраховуються за формулами (5) та (6) відповідно  $d^{(n)}$  і  $Dw^{(n)}$  для всіх шарів,  $n=N-1, \dots, 1$ .

$$\delta_j^{(n)} = \left[ \sum_k \delta_k^{(n+1)} \cdot w_{jk}^{(n+1)} \right] \cdot \frac{dy_j}{ds_j} \quad (5)$$

$$\Delta w_{ij}^{(n)} = -\eta \cdot \delta_j^{(n)} \cdot y_i^{(n-1)} \quad (6)$$

4. Скореговуються всі ваги у нейронній мережі.

$$w_{ij}^{(n)}(t) = w_{ij}^{(n)}(t-1) + \Delta w_{ij}^{(n)}(t) \quad (7)$$

5. Якщо похибка мережі істотна, переходимо на крок 1. У противному випадку – кінець (ціль навчання досягнута).

Мережі на кроці 1, послідовно у випадковому порядку, пред'являються всі образи, щоб мережа не «забувала» одні по мірі запам'ятовування інших. Послідовність навчання мережі можливо представити рис. 3.

Для реалізації алгоритму навчання нейронної мережі була створена модель системи обробки інформації, ціль якої – дискретизація аналогового ехоенцефалографічного сигналу (ехоенцефалограми), тобто перетворення у двійковий вид, що є «зрозумілим» для нейронної мережі.

Моделювання об'єкта дослідження здійснювалося з використанням математичного додатку Simulink 6.6, що входить до складу Matlab 7.40.

Розроблена структурна схема дискретизації ехоенцефалографічного сигналу представлена на рис. 4.

Дані з приладу «Сономед-315/М» подаються на блоки 2 та 3, де відбувається перетворення ехоенцефалографічного сигналу (ехоенцефалограми) в частотні смуги, що представляють собою послідовність імпульсів різної висоти.

Демультіплексор (блок 4) розбиває сигнал по частотах - від високочастотної до низькочастотної. Після блоку 4 сигнал поступає на осцилограф - блок 5 і на блоки 8.1 - 8.8, на які подаються константи (блоки 6,7). Блоки 6,7 в залежності від

рівня вхідного сигналу приймають два значення: «0», або «1». Умова наявності на вході «1» - з'явлення частотного імпульсу на відповідному частотному рівні (від першого до сьомого – блок 13 на рис. 4). Відповідно – відсутність імпульсу є умовою наявності на вході нуля.

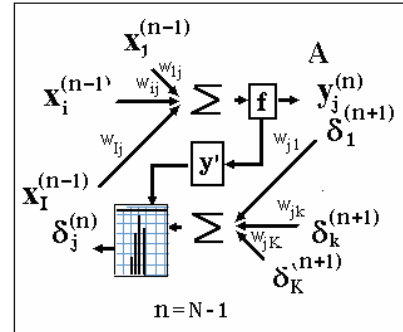


Рис. 3. Послідовність навчання мережі

Для перетворення сигналів в логічні сигнали «0» і «1» служать блоки 9.1 – 9.8. За допомогою цих блоків в час появи сигналу на їх входах на виходах отримуємо одиничний комплекс. Поява одиниці на сьомій смугі є сигналом нейронній мережі для здійснення миттєвої фіксації картинку ехоенцефалографічного спектру на моніторі комп'ютера.

Блоки 10.1 – 10.8 служать для перетворення типу вхідного сигналу, блоки 11.1 – 11.8 - для знаходження максимального значення масиву зображень. Останній елемент зі всіх значень знаходить максимальне значення, в нашому випадку це - «1». На блоці 12 сигнали об'єднуються в матрицю, після чого подаються на дисплей, а з дисплея - на нейронну мережу (блок А).

В розробленій моделі навчання пройшло за чотири цикли, при цьому, похибка була мінімізована практично до нуля. Крива навчання представлена на рис. 5.

## Висновки

Запропоновано алгоритм удосконалення ехоенцефалографічного методу діагностики мозкових структур, який поєднує схему дискретизації сигналу та математичну модель навчання перцептронну з прямим поширенням сигналу і зворотнім поширенням похибки.

Вказана модель дозволяє навчити нейронну мережу зустрічного розповсюдження усього за чотири цикли розпізнавати параметри частотного спектру та фіксувати мінливу картинку ехоенцефалограми на однаковому рівні для усіх вимірювань. Після чого проводиться розстановка міток для обчислювання зсуву М-луни та інших параметрів, що використовуються у ехоенцефалографічному методі для отримання діагностичної інформації.

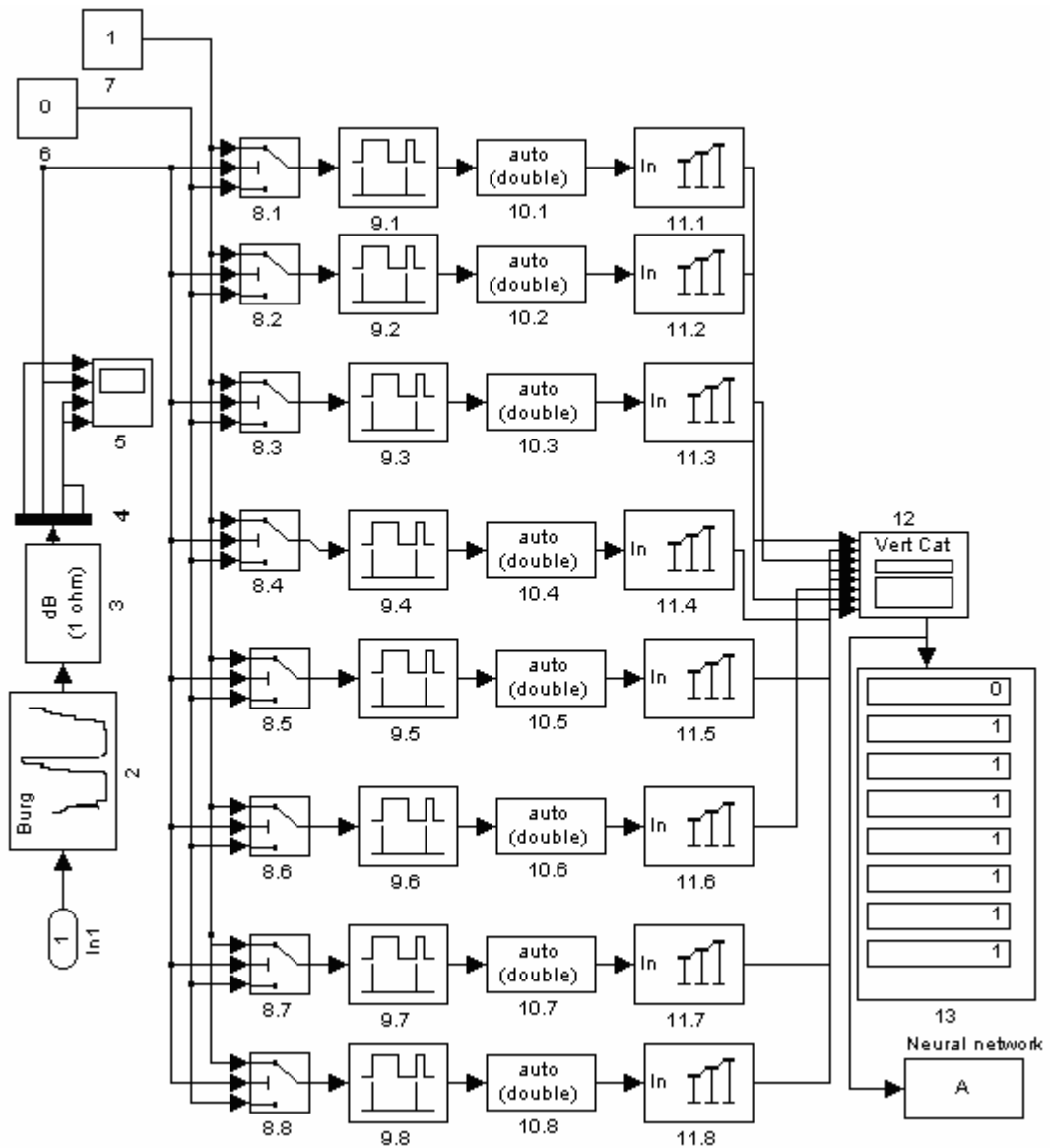


Рис. 4. Структурна схема дискретизації частотного ехоенцефалографічного сигналу

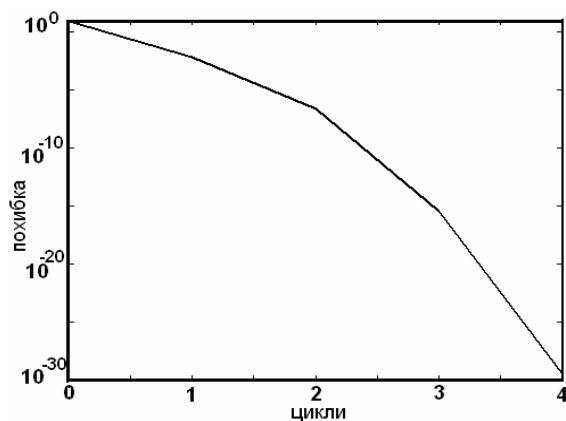


Рис. 5. Крива навчання мережі

Таким чином, у результаті досить нескладних перетворювань та використання достатньо відомого математичного апарату, вдалося значно покращити ехоенцефалографічний метод діагностики, а саме – зменшити вплив людського фактору на діагностичні результати, зробити

самі результати більш достовірними, суттєво поліпшити умови обстеження шляхом зменшення часу на нього.

**Література**

1. Л.Б. Иванов, Т.П. Ермолаева, Ю.Ф. Сахно. Эхоэнцефалоскопия в клинической практике. Московский научно-исследовательский институт педиатрии и детской хирургии МЗ РФ. Методические рекомендации, 2001.- 98с.
2. Беркинблит М. Б.. Нейронные сети, 1993. – 99 с.
3. Ф. Уоссермен. Нейрокомпьютерная техника. Москва: Мир, 1992. – 118 с.