

## Моделювання системи удосконалення діагностики головного мозку методом ехоенцефалографії з використанням нейронних мереж

БОЙКО В.И., ЛАРИЧЕВА Л.П., УСТИМЕНКО В.О., ЛУЦЕНКО О.П.

Дніпродзержинський державний технічний університет

У статті наведені основні принципи ехоенцефалографічного методу дослідження головного мозку, в основі якого полягає метод одновимірної ультразвукової біолокації; позначені складності методу, запропонована модель системи для удосконалення методу на основі нейронних мереж.

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.

The main principles of the echoencephalographic method of brain investigation, at the heart of which lies the method of one-dimensional ultrasound biolocation, are represented in this article. The main difficulties of method are brought out, model of a system based on neuron networks for improving the method is proposed.

Ехоенцефалографія - один з небагатьох методів неінвазивної функціональної діагностики головного мозку, що відіграє провідну роль у клінічній діагностиці пухлин головного мозку. У якості носія інформації в ехоенцефалографії використовують ультразвук. В основі методу лежить здатність ультразвуку відбиватися на межах середовищ, які мають різні фізичні властивості (оболонки та речовина мозку, епіфіз, кістки черепа, судини). Метод дозволяє діагностувати анатомічні аномалії мозку, пухлини, гематоми, кісти. Особливістю ехографії є те, що на одержуваній ехограмі не спостерігається знайомих обрисів органа, а реєструється його акустична характеристика (рис. 1).

Вимірювання і обчислення зсуву серединних структур мозку здійснюються шляхом ручного встановлення міток до М-ехо (серединний комплекс – середина мозку) та кінцевого комплексу (КК).

Відстань до М-ехо при вимірюванні з обох боків голови повинна мати однакові або близькі значення, а сам сигнал М-ехо в нормі співпадатиме з трансмісійною міткою. У ідеалі вона знаходиться відразу за висхідним фронтом серединного комплексу. Обчислення зсуву серединного комплексу здійснюється по формулі (у комп'ютерних системах автоматично) [1]:

$$сМ\text{-ехо} = (Ms - Md) / 2 \quad (1.1)$$

де: сМ-ехо - зсув серединного комплексу; Ms - відстань від початку ПКs (sd) до М-ехо; Md - відстань від початку ПКd (ds) до М-ехо.

Значення сМ-ехо враховується з ігноруванням негативного значення при  $Md > Ms$ , або дотримання алгоритму спочатку зліва потім справа. Позитивні значення сМ-ехо означають зсув зліва направо, негативні - справа наліво.

Величини сМ-ехо в межах 1 мм вважаються допустимими, в межах 1-2 мм – такими, що насторожують, більше 2 мм – істотними.

Складністю методу є те, що картинка піків ехограм на моніторі комп'ютера не є застиглою, стійкою сукупністю піків. В процесі локації, навіть за відсутності переміщення датчика, вони дуже швидко безперервно видозмінюються. Спостерігається зміна форми і висоти піків в такт пульсації церебральних судин та інших фізіологічних процесів. В процесі досліджень необхідно вчасно вручну фіксувати картинку на моніторі для здійснення розрахунків. Це значно ускладнює правильну інтерпретацію отриманих результатів, та обмежує розповсюдження методу у клінічній практиці.

Усунення вказаного недоліку методу можливе шляхом автоматичної фіксації ехоенцефалографічного спектру при досягненні певної висоти піків на ехограмі. Для цього можливо використовувати сучасні інформаційні технології, зокрема, нейронні мережі. Штучні нейронні мережі є електронними моделями нейронної структури мозку, які як і головний мозок здатні навчатися з досвіду.

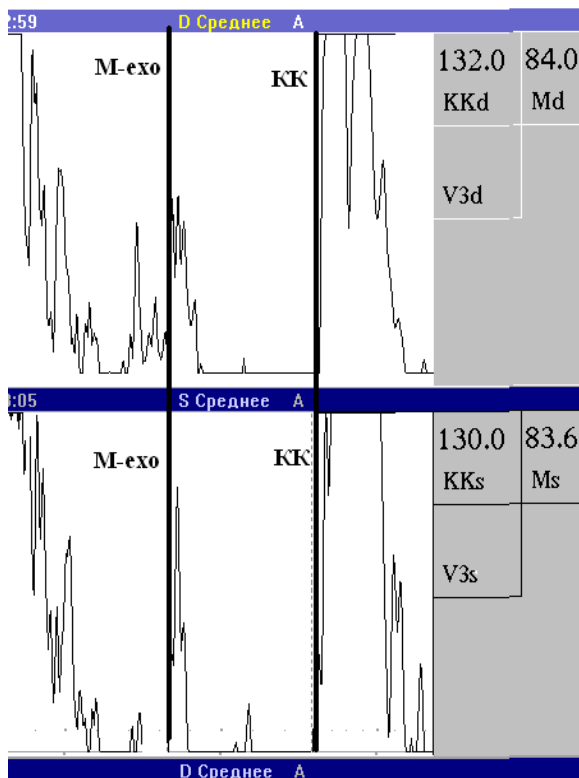


Рис. 1. Ехоенцефалограма

Інтелектуальні системи на основі штучних нейронних мереж дозволяють з успіхом вирішувати проблеми розпізнавання образів, виконання прогнозів, оптимізації, асоціативної пам'яті і керування. Подібно біологічним системам, нейронні мережі можуть навчатися, самі модулюють себе в результаті спроб досягнути ліпшої моделі поведінки, здатні успішно вирішувати завдання, опираючись навіть на неповну, зашумлену та внутрішньо суперечливу вхідну інформацію, якою є ехоенцефалографічний спектр.

Для вирішення завдань удосконалення ехоенцефалографічного методу була прийнята проста нейронна модель – перцептрон [2], що зазвичай використовується для розпізнавання зображень, що піддаються зсувам і поворотам.

Базовий модуль нейронних мереж (штучний нейрон) моделює чотири основні функції природного нейрона – входи, суматор, передатну функцію, виходи. Вхідні сигнали  $X_n$  помножуються на вагові коефіцієнти  $W_n$ , сумуються суматором  $S$ , проходять через передатну функцію, генерують результат і виводяться.

Якщо сума добутоків ( $X_n * W_n$ ) більше заданого порогового значення, вихід дорівнює одиниці, в іншому випадку – нулю. Вихід функції сумування надсилається у передатну функцію і скеровує весь ряд на дійсний вихід (0 або 1, -1 або 1, або інше число) за допомогою певного алгоритму. В існуючих нейромережах в якості передатних функцій можуть бути використані сигмоїда, синус, гіперболічний тангенс та ін.

Перцептрон навчають, подаючи множину образів по одному на його вхід і підбудовуючи вагові коефіцієнти доти, поки для всіх образів не буде досягнутий необхідний вихід. Для цього зображення, що необхідно розпізнати, розбивають на квадрати й від кожного квадрата на перцептрон подається вхід. Якщо у квадраті є лінія, то від нього подається одиниця, а якщо ні, то - нуль. Множина квадратів на зображенні задає, таким чином, безліч нулів і одиниць, які і подаються на входи перцептрона. 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).

Враховуючи вищесказане, була створена фізична та математична модель системи обробки інформації, ціль якої полягає у фіксації ехоенцефалографічного сигналу при досягненні їм заданого рівня.

Експериментальні дослідження ехоенцефалографічного сигналу проводилися на ультразвуковому ехоенцефалографі "Сономед—315/М".

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

Розроблена авторами модель системи розпізнавання образів представлена на рисунку 2.

Дані с приладу «Сономед-315» подаються на блоки 2 (Periodogram) та 3 (dB Conversion), де відбувається перетворення сигналу в частотні гармоніки, що представляють собою послідовність імпульсів різної довжини (рис. 3).

Цифрова обробка сигналів здійснюється з використанням швидкого перетворення Фур'є [3] - одного з перетворень Фур'є, широко застосовуваних в

алгоритмах цифрової обробки сигналів а також в інших областях, пов'язаних з аналізом частот у дискретному сигналі, що використовує властивості тригонометричних функцій.

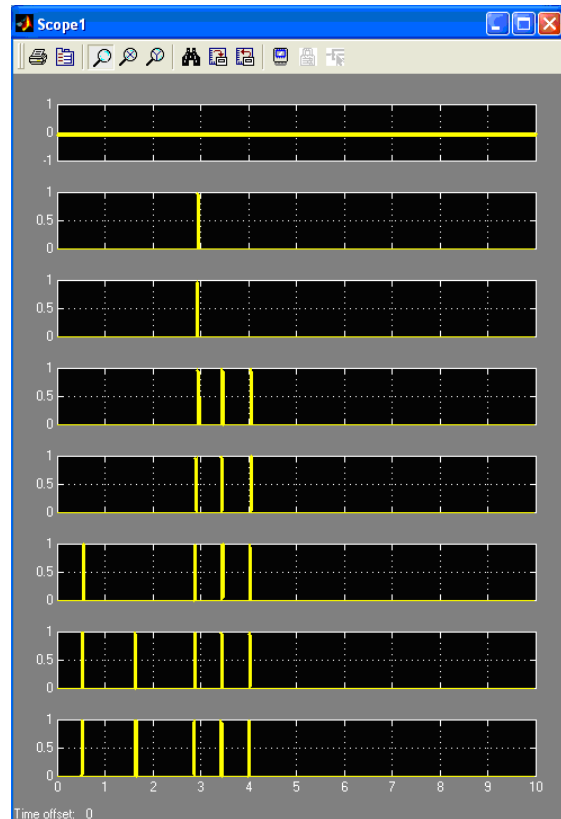


Рис. 3. Гармоніка ехоенцефалографічного сигналу

Демультимплексор (блок 4 на рисунку 2) розбиває сигнал по частотах - від високочастотної до низькочастотної. Після блоку 4 сигнал поступає на осцилограф (Scope) - блок 5 і на блоки 8.1 - 8.8 (switch) на які подаються константи (блок 6,7). Блоки 7 в залежності від рівня вхідного сигналу приймають два значення: «0», або «1». Умова наявності на вході «1» - перевищення або співвідношення рівня вхідного сигналу деякого порогового значення. Для блоку 8.1 - 10дБ; 8.2 - 5дБ; 8.3 - 0дБ; 8.4 - -5дБ; 8.5 - -10дБ; 8.6 - -20дБ; 8.7 - -30дБ; 8.8 - 40дБ.

Для перетворення сигналів в логічні сигнали «0» і «1» служать блоки 9.1 - 9.8 (Edge detector). За допомогою цих блоків в час появи сигналу на їх входах (наявність лінії на сьомій знизу смугі на рисунку 3) на виходах ми отримаємо одиничний комплекс. Це послужить сигналом нейронній мережі для здійснення дії «Стоп» для миттєвої фіксації картини ехоенцефалографічного спектру на моніторі комп'ютера.

Блоки 10.1 - 10.8 (Data type) служать для перетворення типу вхідного сигналу. Значення параметра «Data type» використовується в тому випадку, якщо необхідно встановити тип даних такий же, як і у вхідного порту блоку, що отримує сигнал від даного блоку.

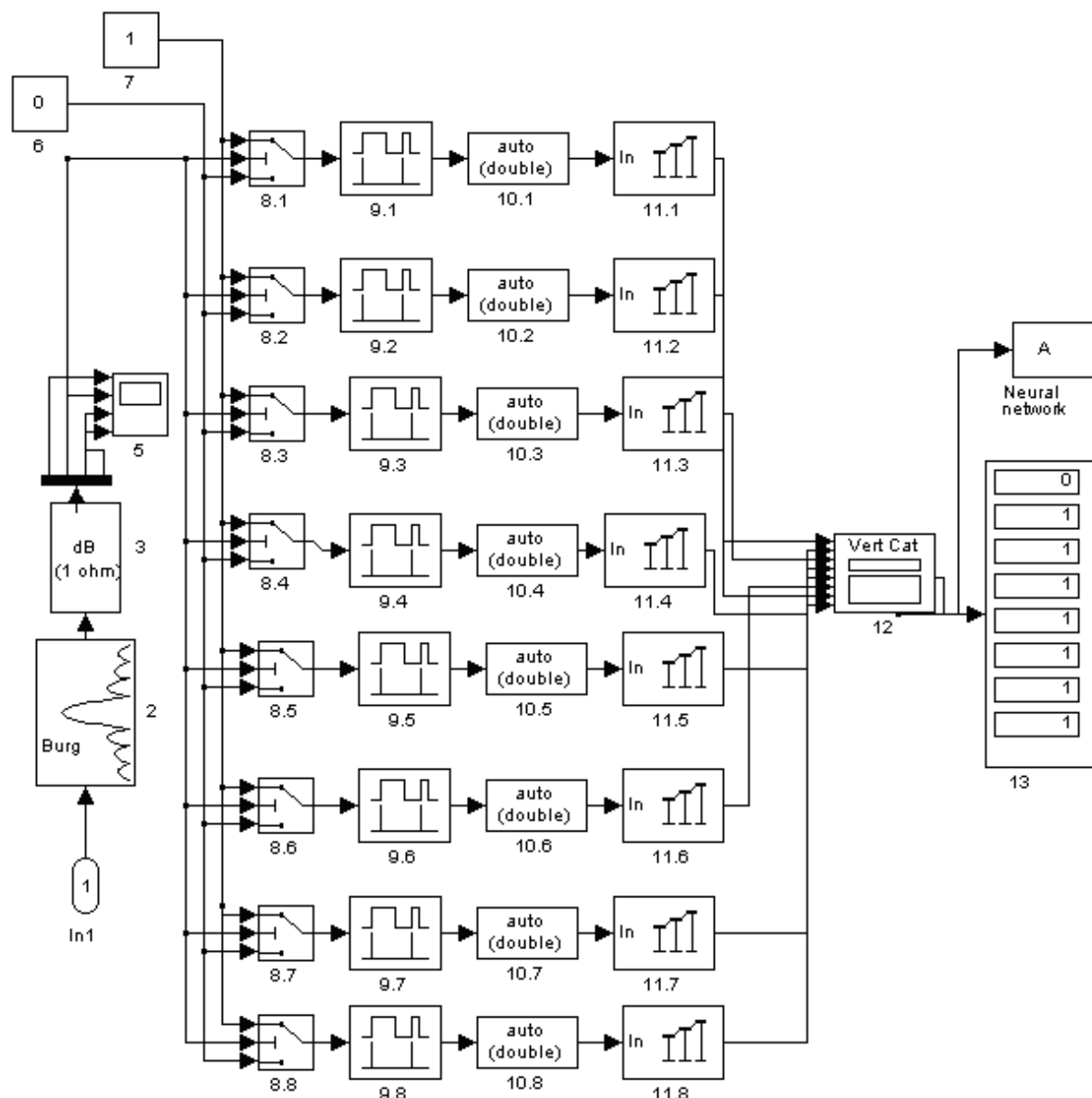


Рис. 2. Структурна схема моделі розпізнавання образів

Блок 11.1 – 11.8 (Maximum) – блок знаходження максимального значення масиву зображень. Цей елемент зі всіх значень знаходить максимальне значення, в нашому випадку це - «1». Потім на блоці 12 (Matrix Concatenation) сигнали об'єднуються в матрицю, після чого подаються на дисплей, а з дисплея на нейронну мережу.

Для реалізації моделі був обраний перцептрон (Cascade-forward backprop) з тринадцятьма сигмоїдними (TANSIG) нейронами схованого шару і одним лінійним (PURELIN) нейроном вихідного шару. Це мережа є мережею з прямим поширенням сигналу і зворотнім поширенням похибки, тобто мережа зустрічного розповсюдження. Слід зазначити, що напрямок зв'язку від одного нейрону до іншого є важливим аспектом нейронних мереж. У більшості мереж кожен нейрон прихованого прошарку отримує сигнали від всіх нейронів попереднього прошарку та, звичайно, від

нейронів вхідного прошарку. Після виконання операцій над сигналами, нейрон передає свій вихід до всіх нейронів наступних прошарків, забезпечуючи шлях передачі вперед (feedforward) на вихід.

При зворотному зв'язку, вихід нейронів прошарку скеровується до нейронів попереднього прошарку. Мережа зустрічного поширення проста, дає можливість одержувати статистичні властивості з безлічі вхідних сигналів, по можливостях розпізнавати зображення значно перевищує одношарові перцептрони, швидко вчиться. Час навчання в порівнянні з методом зворотного поширення може бути зменшений у 100 разів.

Навчання перцептронів проводили використовуючи алгоритм Левенберга - Маркардта (Levenberg-Marquardt), який реалізується функцією TRAINLM. В розробленій авторами моделі навчання пройшло за чотири цикли, при цьому, похибка була мінімізована практично до нуля.