

ІНВАРІАНТНЕ РОЗПІЗНАВАННЯ І КЛАСИФІКАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ

© Забара С.С., Кіт Г.В., 2009

Запропоновано метод обробки сигналів, який використовує функції Кравчука і ґрунтується на моделюванні властивості інваріантності процесу розпізнавання зображень зоровою системою. На основі цієї моделі розроблено алгоритми та програми, за допомогою яких було проведено експерименти із стиснення та відновлення кардіограм, енцефалограм та викликаних потенціалів мозку людини.

The mathematical model of the processes descending in the visual system, with usage of Krawtchouk functions which ensures invariance of processes of a discernment concerning all linear and some nonlinear conversions of a n-dimensional signal is developed. The method, algorithm and software for the extraction and optimization of a system of invariant informative features of a discrete signal have been developed to enable the compression and subsequent restoration of a signal with any preset accuracy.

Вступ. Автоматичне розпізнавання і класифікація образів тісно пов'язані із діагностикою захворювань. При обробці сигналів зоровою системою основною є проблема виділення повної системи істотних ознак сигналу, інваріантних відносно оператора узагальненого зсуву, вирішення якої дасть змогу достовірно проводити процедуру ідентифікації і відновлення вхідного сигналу зорової системи. Виділення інваріантних ознак сигналу, що зазнав перетворень (зсуву, повороту, масштабування) в системах розпізнавання дає змогу відокремити інформацію про характеристики сигналу від інформації про ці перетворення.

Зорова система загалом функціонує як багатоканальний Фур'є-фільтр, де кожний канал налаштовано на виділення певної просторової частоти. При математичному моделюванні це визначає певну функцію ваги відповідного елемента просторово-частотного поля сітківки. Використовуючи експериментальні дані відносно обробки зоровою системою в [3] функції ваги, було запропоновано моделювати функціями Ерміта. Однак обчислення коефіцієнтів розкладання сигналу за цими функціями потребує виконання значної кількості трудомістких операцій числового інтегрування. Крім того, при реалізації відповідних алгоритмів дискретизація базисних функцій призводить до порушення їх ортогональності, що, своєю чергою, призводить до істотних похибок при аналізі сигналу та його відновленні за узагальненим спектром.

Постановка задачі. Пропонується алгоритм виділення інваріантних ознак дискретного сигналу, що ґрунтується на використанні базисних функцій Кравчука [4]. Оскільки базисні функції Кравчука будуються як повна ортонормована система на скінченній кількості точок дискретного аргументу, їх використання у спектральному аналізі сигналів вільне від вказаних недоліків функцій неперервного аргументу.

Отже, задача полягає у відшуванні таких параметрів перетворення, що

$$W(s, s_0) = \sum_{k \in M} |c_k(s, s_0)|^2 \rightarrow \max, \quad (1)$$

де M – підмножина номерів узагальнених спектральних коефіцієнтів. Підмножина M формується так: відшукуються узагальнені спектральні коефіцієнти сигналу, квадрати яких мають найбільші значення, і номери цих спектральних коефіцієнтів складають множину M .

Довільне лінійне перетворення можна подати як суперпозицію перетворень зсуву, масштабу та повороту. Для перетворення зсуву

$$c_k(s, s_0) = \int_{\mathcal{Q}} R^{s_0} y(i) \varphi_k^{(p)}(i) d\mu(i).$$

Для перетворення масштабу

$$c_k(s, s_0) = \int_{\mathcal{Q}} y(s_0 t) \varphi_k^p(st) d\mu(i).$$

Для перетворення повороту будується система ортогональних функцій у полярних координатах. Як систему ортонормованих функцій обирають функції Кравчука $\Omega = \{F_k^{(p)}, k = \overline{0, N-1}\}$.

Розв'язання задач. Побудуємо функції Кравчука, що є ортонормовані на дискретній множині точок.

Поліноми Кравчука у термінах гіпергеометричних функцій мають вигляд:

$$k_n^{(p)}(i, N) = (1-p)^n C_n^i F[-n, i-N; i-n+1; p/(p-1)], \quad 0 \leq n \leq N; \quad 0 < p < 1, \quad i = \overline{0, N}.$$

Нормалізація поліномів Кравчука дає вирази для ортонормованих функцій Кравчука

$$F_n^{(p)}(i, N) = \frac{k_n^{(p)}(i, N)}{k_n^{(p)}(0, N)}.$$

Множина ортонормованих функцій Кравчука формується за такими формулами [6]:

$$F_0^{(p)}(i, N) = \sqrt{\frac{N!(1-p)^{N-i}}{i!(N-i)!}}; \quad F_1^{(p)}(i, N) = (i-pN) \sqrt{\frac{p^{i-1}(1-p)^{N-i-1}(N-i)!}{i!(N-i)!}};$$

$$F_{n+1}^{(p)}(i, N) = \frac{i-n-p(N-2n)}{\sqrt{(n+1)(N-n)p(1-p)}} F_n^{(p)}(i, N) - \sqrt{\frac{(N-n+1)n}{(N-n)(n+1)}} F_{n-1}^{(p)}(i, N),$$

де $i = \overline{0, N-1}$; $n = \overline{1, N-1}$; $0 < p < 1$.

Параметр p визначає ступінь асиметрії функцій Кравчука.

Функції Кравчука мають властивість симетричності:

$$F_n^{(p)}(i, N) = (-1)^n F_n^{(1-p)}(N-i, N).$$

Узагальнені спектральні коефіцієнти сигналу $y(i)$ обчислюються за формулою

$$c_k^{(p)}(j) = \sum_{i=0}^{N-1} y(i) F_k^{(p)}((j-i) \bmod N, N); \quad j, k = \overline{0, N-1}.$$

Після визначення максимуму функціонала енергії $W^{(p)}(s, s_0)$, який досягається саме тоді, коли значення $s(i)$ збігаються із прихованими значеннями $s_0(i)$, сигнал $y(i)$ наближено відновлюється за формулою

$$\tilde{y}(i) = \sum_{k \in M} c_k(s, s_0) R^{s_0} F_k^{p_0}(i, N).$$

У разі перетворення обертань і використання базисних функцій Кравчука алгоритм визначення спектральних коефіцієнтів має аналогічну структуру, але треба визначити функції Кравчука відносно обертань.

Будь-яке представлення тривимірної групи обертань $g \rightarrow T(g)$, яке діє у деякому скінченновимірному лінійному просторі R , можна записати у вигляді

$$T(g) = e^{-i\varphi \mathbf{J}},$$

де $\mathbf{J} = (J_x, J_y, J_z)$ – інфінітезимальні оператори.

При повороті g базис $\{\psi_{jm}\}$ під дією оператора $T(g)$ переходить у новий канонічний базис $\{\psi'_{jm}\}$: $\psi'_{jm} = T(g)\psi_{jm}$, $\psi'_{jm'} = \sum_m D_{mm'}^j(g)\psi_{jm}$.

Коефіцієнти розкладання дорівнюють $D_{mm'}^j(g) = (\psi_{jm}, T(g)\psi_{jm'})$.

Для прикладань важливо знати матричні елементи $D_{mm'}^j(g)$ у тому разі, коли обертання g характеризується кутами Ейлера: $g = g(\alpha, \beta, \gamma)$. Тобто

$$T(g) = e^{-i\gamma J_z} e^{-i\beta J_y} e^{-i\alpha J_z}.$$

Залежність матричних елементів $D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma) = (\psi_{jm}, T(g)\psi_{jm'})$ від кутів Ейлера α, β, γ

$$D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma) = e^{-im\alpha} d_{mm'}^j(\beta) e^{-im'\gamma}; \quad d_{mm'}^j(\beta) = (\psi_{jm}, e^{-i\beta J_y} \psi_{jm'}).$$

Функції $D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma)$ називають узагальненими сферичними функціями, або D -функціями Вігнера. Матриця $D_{mm'}^j(\alpha, \beta, \gamma)$ є унітарна:

$$\sum_{m''} D_{mm''}^j(\alpha, \beta, \gamma) D_{m''m'}^{j*}(\alpha, \beta, \gamma) = \delta_{mm'}. \quad d_{mm'}^j(\beta) = (-1)^{m-m'} d_{m'm}^j(\beta).$$

Явний вираз для функцій $d_{mm'}^j(\beta)$:

$$d_{mm'}^j(s) = \frac{(-1)^{j-m'}}{2^j} \sqrt{\frac{(j+m)!}{(j-m)!(j-m')!(j+m)!}} (1-s)^{\frac{m-m'}{2}} (1+s)^{\frac{m+m'}{2}} \frac{d^{j-m}}{ds^{j-m}} \left[(1-s)^{j-m'} (1+s)^{j+m'} \right].$$

$$s = \cos \beta.$$

Функції $d_{mm'}^j(\beta)$ виражаються через функції Кравчука:

$$(-1)^{m-m'} d_{mm'}^j(\beta) = F_k^{(p)}(n, N).$$

Тут $p = \sin^2(\beta/2)$.

Отже, функції $d_{mm'}^j(\beta)$ – повна ортонормована система базисних функцій відносно обертання. Різницеве рівняння для поліномів Кравчука призводить до рекурентного співвідношення по m' для функцій $d_{mm'}^j(\beta)$:

$$d_{m,m'+1}^j = \frac{2(m' \cos \beta - m) / \sin \beta}{\sqrt{(j-m')(j+m'+1)}} d_{m,m'}^j - \sqrt{\frac{(j+m')(j-m'+1)}{(j-m')(j+m'+1)}} d_{m,m'-1}^j.$$

Похибка відновлення сигналу обчислюється як $\tilde{\epsilon} = \|\tilde{y} - y\|_{R^M}$. Цей етап моделює один з етапів процесу розпізнавання зображення, а саме коли інформації про зображення не достатньо для його розпізнавання, і зорова система має отримувати додаткову інформацію про зображення. На рис. 1, 2 наведено графіки функцій Кравчука. На рис. 3, 4 наведено розподіли спектральних коефіцієнтів.

Велике значення у клінічній практиці для діагностики захворювань набула енцефалографія (ЕЕГ). Основне призначення усіх методів аналізу ЕЕГ полягає у тому, щоб надати нейрофізіологам інформацію, яка доповнює візуальну оцінку. Спочатку шляхом візуального огляду або автоматичних процедур, що ґрунтуються на спеціальних алгоритмах, відбирають належні для подальшого аналізу фрагменти записів і виключають фрагменти, які містять викривлення у вигляді артефактів шумів. Другий етап аналізу містить виділення характерних особливостей процесу, що зв'язані із метою аналізу, і може полягати у відшуванні ділянок із добре вираженою формою ЕЕГ-активності або у виявленні специфічних явищ чи хвиль визначеного вигляду. Завершальний етап полягає у класифікації фрагментів записів ЕЕГ і визначенні відповідної множини класів.

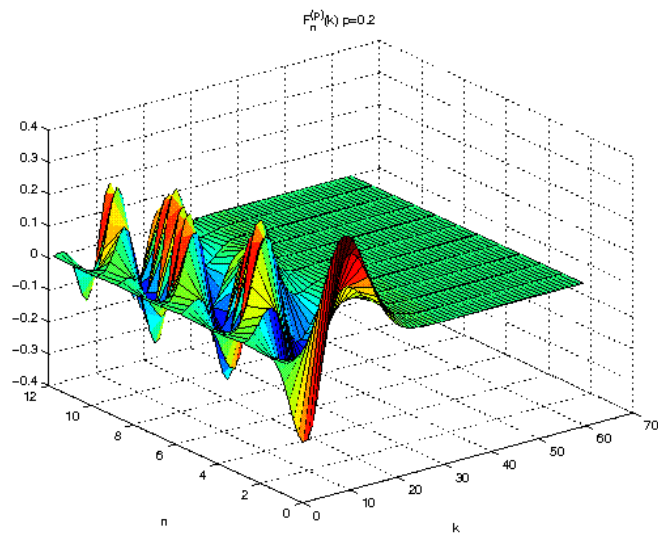


Рис. 1. Графік функцій Кравчука при $p=0,2$

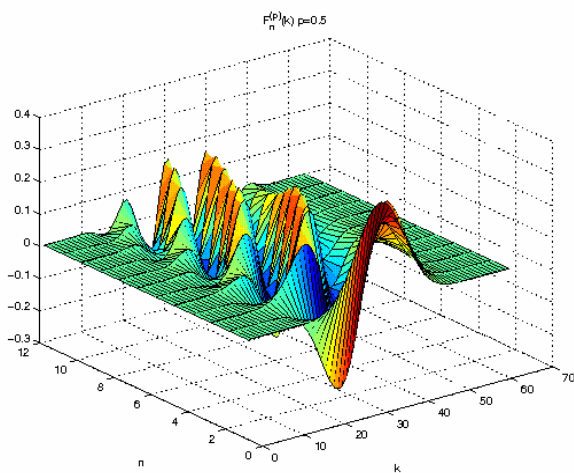


Рис. 2. Графік функцій Кравчука при $p=0,5$

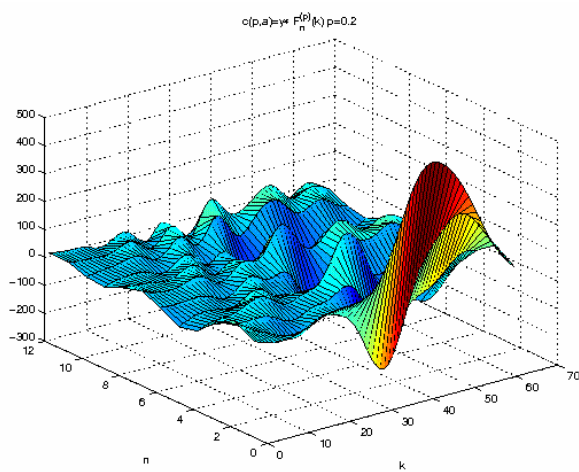


Рис. 3. Графіки коефіцієнтів спектральних характеристик при $p=0,2$

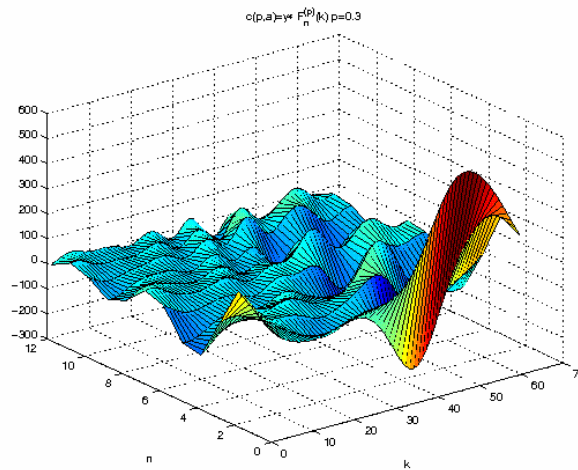


Рис. 4. Графіки коефіцієнтів спектральних характеристик при $p=0,3$

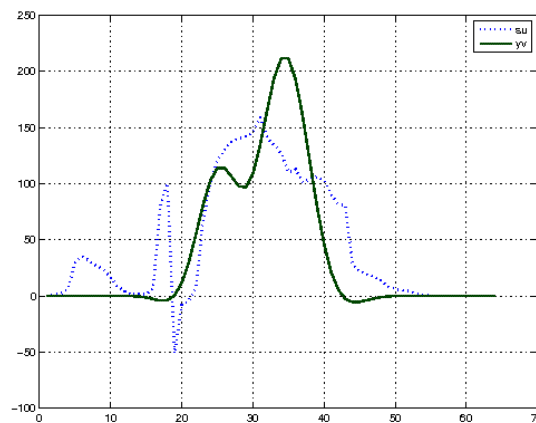


Рис. 5. Відновлений сигнал з похибкою $\tilde{\epsilon} = 0,1$

У клінічній практиці електроенцефалографія (ЕЕГ) поширена як метод діагностики захворювань і функціональних розладів головного мозку, [7]. Основне призначення усіх методів аналізу ЕЕГ полягає у тому, щоб надати нейрофізіологам інформацію, яка доповнює візуальну оцінку, і тим самим зробити її обґрунтованішою. У дещо ідеалізованій формі процедура аналізу складається із трьох етапів. Спочатку шляхом візуального огляду або автоматичних процедур, що ґрунтуються на спеціальних алгоритмах, відбирають належні для подальшого аналізу фрагменти записів і виключають фрагменти, які містять викривлення у вигляді артефактів і шумів. Другий етап полягає у виділенні характерних особливостей процесу, що зв'язані із метою аналізу, і може полягати або у відшуванні ділянок із добре вираженою формою ЕЕГ-активності, або у виявленні специфічних явищ чи хвиль визначеного вигляду, наприклад, спайків і гострих хвиль.

Завершальний етап аналізу полягає у класифікації фрагментів запису ЕЕГ і визначенні відповідної множини класів.

Копіткий аналіз записів ЕЕГ надає можливість визначити ішемію мозку, кому і відновлення функції мозку після зупинки серця або отруєння барбітуратами.

Основою діагностики є розпізнавання періодичних та аперіодичних хвиль на ЕЕГ із урахуванням певних вказівок, що впливають із контексту запису, протяжність якого перевищує кілька хвилин. Підґрунтям більшості методів аналізу є припущення про можливість статистичного опису фонові ЕЕГ-активності. Більшості ЕЕГ, що реєструються упродовж кількох хвилин часу, властиві зміювання таких основних характеристик, як рівень потужності і частотний склад.

Прикладами припадних показників, які можна обчислити на основі нулів полінома $A(z)$, є параметри спектральних піків і ширини смуги сигналів. Використання методу залишкових похибок надає можливість обчислити параметри потужності для кожного спектрального вікна. При аналізі ЕЕГ спектральну потужність можна розбити на спектральні компоненти, які називають компонентами α, β, δ . Параметри, що характеризують ширину смуги, позначають $\sigma_\alpha, \sigma_\beta, \sigma_\delta$. Параметри потужності позначають як $G_\alpha, G_\beta, G_\delta$ і виражають у відсотках сумарної потужності або в абсолютних величинах.

У загальному вигляді процес, що аналізується, розглядається як процес на виході лінійної системи із передаточною функцією

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^{M_1} b_k z^{-k}}{\sum_{k=0}^M a_k z^{-k}}, \quad M_1 \leq M, \quad (3)$$

де $z = e^{-pT}$, z – перетворення, що неперервному випадку відповідає перетворення Лапласа.

Якщо визначити параметри функції (1), можна виразити взаємозв'язок між входом та виходом процесу у формі

$$Y(z) = H(z)X(z).$$

У такому разі вираз для відновленого сигналу процесу, що досліджується, формально запишеться у вигляді $X(z) = H^{-1}(z)Y(z)$ або у часовій області

$$x(t) = w(t) * y(t), \quad w(t) = Z_t^{-1} \{ H^{-1}(z) \}. \quad (4)$$

Задача на першому етапі полягає, таким чином, у визначенні перехідної функції $h(t)$ або еквівалентної передаточної функції $H(z)$.

Передаточна функція (3) відповідає різницевому рівнянню

$$y_n = \sum_{k=0}^N a_k y_{n-k} + \sum_{k=0}^M b_k x_{n-k}. \quad (5)$$

Цю модель можна трактувати як модель, що описує процес авторегресії–ковзного середнього. Тип моделі визначається на етапі проектування за відомостями про фізичну природу процесу, що аналізується. Після вибору моделі оцінювання її параметрів виконується за методом найменших квадратів (МНК).

Переваги викладеного методу порівняно із іншими статистичними методами, а також із спектральним методом, що ґрунтується на використанні ортонормованих функцій Кравчука [1], полягають у тому, що запропонований підхід дає змогу аналізувати як стаціонарні, так і нестаціонарні процеси. Крім того, за цим підходом стає можливим аналіз відносного внеску у спектр істотних ознак електрокардіограм (наприклад, α, β – ритмів тощо).

Висновки. Запропоновано математичну модель інваріантної обробки зображень у зоровій системі, в основу якої покладено побудову функціоналу, який досягає максимуму, коли значення перетворення $s(i)$ збігаються з прихованими перетвореннями сигналу $s_0(i)$. Розроблено програмне забезпечення для обробки одновимірних сигналів, яке можна використати для розв'язання задач стиску та відновлення електрокардіограм, електроенцефалограм та інших електрофізичних сигналів.

Результати комп'ютерного моделювання засвідчили, що при виборі порядку p моделі авторегресії, що дорівнює 5–6, у багатьох випадках оригінальний сигнал ЕЕГ майже не відрізнявся від імітованого.

Комп'ютерне моделювання наведених алгоритмів інваріантного розпізнавання ЕКГ та ЕЕГ дає змогу розв'язувати задачі класифікації біомедичних сигналів і сприяти автоматичній діагностиці захворювань і створенню відповідних баз даних.

Робота виконана відповідно до наукової теми Ф25/597–2008 за підтримки Державного фонду фундаментальних досліджень.

1. Глезер В.Д. *Зрение и мышление*. – СПб.: Наука, 1993. – 284 с. 2. Vainerman L.I. and Filimonova N.B. *Hyperspectral imagery with the application of Krawtchouk polynomials*. // *Algorithms for Multispectral and Hyperspectral Imagery*. A. Evan Iverson, Editor, Proc. SPIE, 1994, V.2231. – P. 148–155. 3. Забара С.С., Філімонова Н.Б., Зеленський К.Х. Метод виділення інваріантних ознак сигналів // *Доповіді НАН України*.–2009, № 3. – С. 83–87. 4. Никифоров А.Ф., Суслов С.К., Уваров В.Б. *Классические ортогональные полиномы дискретной переменной*. – М.: Наука, 1985. – 216 с. 5. Забара С.С., Філімонова Н.Б., Кім Г.В. *Інваріантне розпізнавання образів зоровою системою за допомогою функцій Кравчука*// *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. – Харьков, 2007. – № 6/2 (30). 6. Джевинс, Йеджер. *Автоматический анализ электрической активности мозга человека (электроэнцефалограмм)*. *Последние достижения* / /ТИИЭР, 1975. – Т.63. – № 10. – С. 5–27. 7. Зеленський К.Х., Ігнатенко В.М., Коц О.П. *Комп'ютерні методи прикладної математики*. – К: Академперіодика, 2002. – 480 с.

УДК 004: 504.054

Л.С. Квурт, В.А. Піць

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра електронних обчислювальних машин

ЗАСОБИ ОЦІНЮВАННЯ ЕКОЛОГІЧНОСТІ КОМП'ЮТЕРА

© Квурт Л.С., Піць В.А., 2009

Розглянуто методики оцінювання екологічності комп'ютерної техніки, види маркування, організації, що займаються розробленням згаданих методик, вказані недоліки застосування цих методик.

Запропоновано екологічність комп'ютера оцінювати із врахуванням кожного життєвого циклу: в процесі виробництва, в процесі експлуатації та в процесі утилізації. Для оцінювання та порівняння екологічності комп'ютерів доцільно використовувати узагальнений коефіцієнт екологічності.

Study assessing environmental computer equipment, types of markings, organizations that are developing methods mentioned mentioned disadvantages of application of these methods.

An environmental assessment with regard to the computer of each life cycle: during production, during operation and in the process of recycling. To evaluate and compare the environmental friendliness of computers be used generalized environmental factor.

Вступ. У сучасному суспільстві, де комп'ютерна техніка проникає у всі сфери людського життя, як ніколи залишається відкритим питання впливу комп'ютера на екологію та збереження довкілля. Усім відомий вплив комп'ютера на здоров'я людини, але не менш загрозливою є проблема утилізації комп'ютерів після їх використання. Останні десятиліття провідні виробники комп'ютерної техніки щораз більше уваги приділяють до питання енергозбереження та захисту довкілля, розробляють нові екологічні та енергоощадні технології, замінюють застарілу техніку на новішу та екологічнішу.

Аналіз стану екологічності комп'ютерної техніки. Із зростанням виробництва комп'ютерів усе більше стає отруйних відходів. За оцінками вчених, у середньому для виробництва звичайного комп'ютера з монітором необхідно 1,8 тонн води, різних хімічних речовин і палива [2]. Але поряд