

В.О. Переверзев, М.М. Иоргачова

ЗАСТОСУВАННЯ НЕПЕРЕРВНОГО ВЕЙВЛЕТ- ПЕРЕТВОРЕННЯ ДЛЯ АВТОМАТИЧНОГО ВИЯВЛЕННЯ ЕПІЛЕПТИЧНИХ ПРОЯВІВ

Вступ

Електроенцефалографічний сигнал (ЕЕГ) являє собою відображення сумарної електричної активності нейронів головного мозку. Аналіз електроенцефалограм має велике клінічне значення для моніторингу нейрофізіологічної активності мозку, діагностики різних проявів епілепсії та інших захворювань центральної нервової системи. Присутність на запису ЕЕГ локальних нестационарних сегментів з високою енергією сигналізує про можливу наявність патологій функціонування головного мозку. Такі сегменти називаються феноменами.

Візуальна ідентифікація феноменів є достатньо ефективною, але потребує значних затрат часу та уваги фахівця. Виходячи з цього, здобуває актуальність задача автоматичного виявлення та класифікації епілептичних феноменів.

Перші методи математичної обробки ЕЕГ та виявлення епілептичних феноменів намагалися використовувати властивості сигналу, що визначаються в початковому часовому просторі, такі як амплітуда, тривалість, гострота феномену, відмінність по відношенню до фоновим флуктуацій [1,2]. Однак результати показують, що особливості сигналу, що легко розпізнаються фахівцем в процесі візуального аналізу даних, суттєво менш ефективно виявляються при автоматичному комп'ютерному аналізі. Це можна пояснити тим, що людина здатна виявляти частотні властивості сигналу навіть в його початковій часовому просторі.

Враховуючи цей факт, більш ефективними виявились методи автоматичного виявлення феноменів, що використовують перетворення сигналу в частотно-часовий простір [3,4]. Це дозволило представити в явному вигляді присутні в аналізованих даних частотні складові, водночас зберігаючи інформацію про їх часове розташування.

© Переверзев В.О., Иоргачова М.М., 2006

Принцип частотно-часового представлення електроенцефалографічних даних добре узгоджується з популярними поглядами та сталою термінологією, що включає такі поняття, як переважаючий ритм, діапазон частот, одиночні коливання та інші. Але перетворення Фур'є, що лежить в основі цієї методики, не призначено для ефективного аналізу сигналу з суттєво нестационарними властивостями. Тому останнім часом все більшу популярність отримують методи, що базуються на використанні теорії вейвлетів [5-7]. Вейвлет-перетворення перетворює сигнал в масштабно-часовий простір, який за своїми властивостям схожий до частотно-часового простору, але має свої особливості, серед яких є переваги та недоліки [8].

Змістовна постановка задачі автоматичного аналізу ЕЕГ

Мета даної роботи – на прикладі задачі автоматичного виявлення одиночних спайків та гострих хвиль у запису міжприступної ЕЕГ показати ефективність використання апарату неперервного вейвлет-перетворення сигналу для аналізу електроенцефалографічних даних. Важливою є вимога не просто розробки нових ефективних алгоритмів, але й побудова якісної інтерпретації застосованих методів з погляду предметної області.

Об'єктом аналізу виступають записи електроенцефалограм міжприступного стану хворих на епілепсію пацієнтів юнацького віку. Побудова ефективного алгоритму автоматичного виявлення одиночних спайків та гострих хвиль, що присутні на початкових даних, є досить актуальною та важливою задачею. Незважаючи на те, що подібні феномени легко виявляються під час візуального аналізу, ручний аналіз неприйнятний через можливу досить довгу тривалість запису ЕЕГ.

Вирішенню подібною задачі присвячені статті [9,10], в яких у ролі материнського вейвлету використовуються тільки окремо обрані, зафіксовані вейвлети, такі як Мексиканська шляпа (Mexican hat) та Добеши другого порядку (Daubechies 2). Параметри алгоритму для кожного вейвлету підбираються вручну, враховуючи візуально виявлені властивості.

В цій роботі представлено подальший розвиток ідеї граничної обробки вейвлет-коефіцієнтів визначеного масштабу. Виведені та обґрунтовані з позицій нейрофізіології принципи автоматичного

обчислення параметрів алгоритму для різних застосовуваних материнських вейвлетів.

Побудова алгоритму автоматичного обчислювання параметрів та виконання автоматичного виявлення означеного класу феноменів

Процес дискретизації початкового неперервного сигналу окремого відводу електроенцефалограми $\xi(t)$ в дискретну форму $x(i)$ можна описати формулою:

$$x(i) = [\xi(i \cdot \Delta_D)] = [\xi(t) \cdot \delta(t - i\Delta_D)] \quad (1)$$

де $[\]$ - оператор дискретизації, Δ_D - шаг дискретизації, $\delta(t)$ - дельта-функція або функція Дірака.

Вейвлет-функція – функція, що визначена в просторі $L^2(R)$ та добре локалізована як в часовій, так в частотній області. Неперервне вейвлет-перетворювання $W(a,b)$ отриманого дискретного сигналу з використанням материнського вейвлету $\psi_0(t)$ виконується за формулою:

$$W(a,b) = a^{-1/2} \sum_i \left(x(i) \cdot \psi_0^* \left(\frac{i-b}{a} \right) \right) \quad (2)$$

де a - масштаб аналізу, b - положення часу, $\psi_0^*(t)$ - комплексно-спряжена функція до $\psi_0(t)$.

Центральною частотою вейвлет-функції $\psi_0(t)$ називають таке значення частоти f_{center}^ψ , при якому амплітуда частотного представлення сигналу максимальна:

$$|\mathcal{F}_0(f)| \rightarrow \max \quad (3)$$

де $\mathcal{F}_0(f)$ - результат перетворення Фур'є функції $\psi_0(t)$.

Центральна частота визначає частотну компоненту аналізованих даних, яка має максимальний вплив на значення вейвлет-коефіцієнтів. Врахування частоти дискретизації початкового сигналу та зміни масштабу вейвлету дозволяє визначити частотні компоненти аналізованих даних, які мають максимальний вплив на значення вейвлет-коефіцієнтів того чи іншого масштабу.

Припустимо, що відомий діапазон частот $[f_{low}; f_{high}]$, на якому проявляються в частотній області аналізовані епілептичні прояви.

Тоді відповідний діапазон масштабів вейвлет-перетворювання буде визначатися формулою:

$$[a_{low}; a_{high}] = [(f_{center}^{\psi} \cdot f_D / f_{high}); (f_{center}^{\psi} \cdot f_D / f_{low})] \quad (4)$$

де $f_D = 1/\Delta_D$ - частота дискретизації початкових даних.

Далі на основі обчисленого діапазону масштабів необхідно сформулювати *описову послідовність* $E(i)$, тобто послідовність числових значень, що буде адекватно відображати відсутність чи наявність шуканих феноменів, а також їх розташування за часом.

Хоча вейвлет-функції добре локалізовані в частотній області, наявність на аналізованих даних локального феномена навіть з дуже чітко локалізованими частотними ознаками відобразиться на значеннях вейвлет-коефіцієнтів в достатньо широкому діапазоні масштабів. Враховуючи цей факт, у випадку невеликого діапазону досліджуваних масштабів їх можна замінити одним окремо вибраним масштабом (наприклад, середнім масштабом).

У випадку широкого діапазону масштабів, а також з метою підвищення точності аналізу, можна застосувати більш складні правила формування описової послідовності, наприклад у вигляді зваженої суми значень вейвлет-коефіцієнтів на різних масштабах, їх максимальних або мінімальних значень.

У нашому випадку описова послідовність формується у вигляді:

$$E(i) = \frac{W^2 \left(\frac{a_{low} + a_{high}}{2}, i \right)}{\sigma_{epoch}^2}. \quad (5)$$

Обчислення квадратів вейвлет-коефіцієнтів дозволяє підвищити контрастність описової послідовності, а ділення на дисперсію епохи аналізу σ_{epoch}^2 - забезпечує інваріантність алгоритму до масштабу початкових даних та частково підвищує його перешкодозахищеність.

Порівняльний аналіз розробленого алгоритму та висновки

Для верифікації розробленого алгоритму його було використано для аналізу того ж тестового набору даних, що й в роботах [9,10]. Враховуючи той факт, що одиночні спайки та гострі хвилі відносяться до діапазону альфа-ритмів, аналізований інтервал частот складає від 8 до 13 Гц.

Для визначення результативності роботи алгоритму було використано обчислення коефіцієнтів чуттєвості та розбірливості:

$$R_{sensitivity} = \frac{TP}{TP + FN}, \quad R_{specificity} = 1 - \frac{TN}{(TP + FN) + TN} = \frac{TP + FN}{(TP + FN) + TN} \quad (6)$$

де TP - кількість вірно позначених феноменів, FN - кількість пропущених, невиявлених феноменів, TN - кількість помилково позначених сегментів, що не містять феномен.

Незвична формула обчислення коефіцієнту розбірливості $R_{specificity}$ пояснюється тим, що для аналізу електроенцефалограм неможливо раціонально визначити правило обчислення показника FP вірно пропущених елементів аналізу, що не є феноменами. Така форма обчислення коефіцієнту розбірливості адекватно відображає ступінь безпомилкової роботи алгоритму.

В таблиці 1 представлено порівняння результатів виявлення спайків та гострих хвиль на групі з 30 сегментів, що містять 52 феномена, та 40 сегментів, що містять різноманітні артефакти. Значення границі становило 85.

Таблиця 1

Порівняння результативності ручного та автоматичного обчислення параметрів

Обирання параметрів	Значення масштабу		Sensitivity		Specificity	
	mexhat	db2	mexhat	db2	mexhat	db2
Ручне	7	20	0.83	0.83	0.93	1
Автоматичне	6	16	0.83	0.69	0.98	1

Результати показують, що значення параметрів, що були обчислені за допомогою теоретично виведених та змістовно обґрунтованих формул, дещо відрізняються, але подібні до штучно підібраних значень окремо для кожного вейвлету. Результативність алгоритмів з різними значеннями параметрів трохи коливається у кращий чи гірший боки.

У той же час автоматизація процесу обчислення параметрів відкриває шлях до вільного використання різних вейвлетів та обирання тих з них, які найбільш підходять для виявлення окремо заданого класу феноменів. На рисунку 1 наведено приклад

автоматичного обчислення результативності використання вейвлету Symlet третього порядку для виявлення епілептичних феноменів.

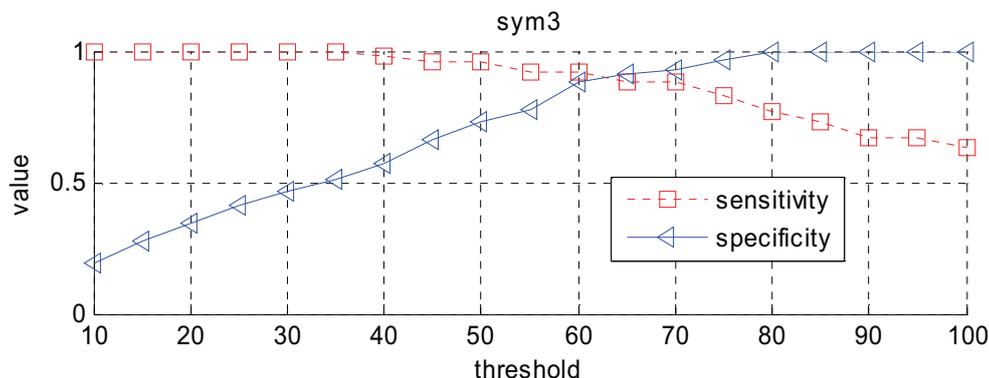


Рисунок 1 – Приклад автоматичного обчислення параметрів ефективності роботи алгоритму

Результати проведеного дослідження не мають прямого практичного значення. Але вони становлять приклад ефективного використання вейвлет-перетворення для аналізу ЕЕГ та підґрунтям для подальшого розвитку цього напрямку досліджень.

ЛИТЕРАТУРА

1. Gotman J. Automatic detection of seizures and spikes. // *Journal of Clinical Neurophysiology*. – 1999. – Vol. 16. – 130-140 p.
2. Frost J. D. Automatic recognition and characterization of epileptiform discharges in the human eeg. // *Journal of Clinical Neurophysiology*. – 1985. – Vol. 2, №3. – 231-249 p.
3. Hassanpour H., Mesbah M., Boashash B. EEG spike detection using time-frequency signal analysis. // *The IEEE Int. Conf. on Acoustics, Speech, and Signal Processing* – 2004. – Vol. 5. – V421-V424 p.
4. Durka P. J. Adaptive time-frequency parametrization of epileptic spikes. // *Physical Review E* – 2004. – Vol. 69, №5.
5. Kalayci T., Ozdamar O. Wavelet preprocessing for automated neural network detection of eeg spikes. // *Engineering in medicine and biology magazine* – 1995. – 160-166 p.
6. Barreto A., Andrian J., Chin N., Riley J. Multiresolution characterization of interictal spikes based on a wavelet transformation. – 1994.
7. Иоргачева М.Н. Одномерный дискретный вейвлет-анализ электроэнцефалографического сигнала // *Матеріали міжнародної*

науково-практичної конференції “Наука та інновації”. - 2005. –
Том 1. Технічні науки. – 35-39 с.

8. Блаттер К. Вейвлет-анализ. Основы теории. – М.: Техносфера, 2004. – 273 с.
9. Latka M, Was Z. Wavelet analysis of epileptic spikes. // Physical Review E – 2003. – Vol. 67, №5.
10. Coninx N. Automated Detection of Epileptic Events in the Interictal EEG using the Wavelet Transform // Bachelor Conference Knowledge Engineering. – 2005. – Available from:
<<http://www.fdaw.unimaas.nl/education/bachelor/conference/>>