

УДК 621.396.96

П.М. Таланчук¹
К.Х. Зеленський
Г.В. Кіт
В.С. Сердаковський

АНАЛІЗ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕНЬ

Запропоновано метод аналізу електроенцефалограм (ЕЕГ) на ґрунті вейвлет-перетворень та штучних нейронних мереж із використанням відомостей про динаміку локальних максимумів частот на скейлограмах вейвлет-перетворення. Виконано аналіз викликаних потенціалів головного мозку.

Ключові слова: вейвлет-перетворення, вейвлети Морле, локальний максимум, електроенцефалограма, викликаний потенціал.

Вступ. Теорія вейвлетів є природне подовження перетворення Фур'є та його модифікованого короткочасного перетворення Фур'є (STFT). З огляду на переваги порівняно із іншими методами обробки сигналів вейвлет-перетворення (ВП) має широке застосування в обробці сигналів у медицині. Переваги ВП над перетворенням Фур'є відображається в аналізі у частотно-часовій області.

Електроенцефалограми (ЕЕГ) зарекомендували себе як важливий засіб виявлення і аналізу епілептичних приступів активності в організмі людини. Вони слугують цінним інструментом для лікарів та дослідників для вивчення активності мозку у не інвазивний спосіб. Докладний аналіз записів ЕЕГ надають цінну інформацію та краще розуміння механізмів, що викликають епілептичні розлади. Виявлення епілептичних розрядів в ЕЕГ є важливий компонент у діагностиці епілепсії.

Сигнали ЕЕГ містять значну інформацію про функції мозку. Але класифікація і оцінка цих сигналів є обмежена. Оскільки не існує жодних визначених критеріїв, що встановлені експертами, візуальний аналіз ЕЕГ у часовій області може виявитися недостатнім до діагностики захворювань.

Оскільки сигнали ЕЕГ не є стаціонарні, звичайний метод частотного аналізу у діагностичній класифікації не призводить до успіху [1]. Тому актуальною є розробка алгоритмів класифікації ЕЕГ сигналів із застосуванням ВП. Дискретне вейвлет-перетворення (ДВП) застосовується для розкладання сигналу ЕЕГ на рівні роздільної здатності компонентів ЕЕГ-сигналу (δ , θ , α , β і γ) із застосуванням теореми Парсеваля для визначення відсоткових характеристик розподілу енергії ЕЕГ-сигналу на різних рівнях роздільності. Класифікація ЕЕГ відносно відсоткового розподілу енергії здійснюється із застосуванням нейронних мереж.

Огляд стану проблеми

У роботі [1] виконані дослідження, присвячені аналізу ЕЕГ на ґрунті поліномів Кравчука. Недоліком такого підходу є неможливість аналізу часових рядів, тобто нестаціонарних сигналів.

У наш час розробкам у галузі вейвлет-перетворень присвячена значна кількість праць [2--5]. Вейвлет-перетворення активно застосовується у різних галузях: в аналізі медичних сигналів таких, як електроенцефалограми, електроміограми, дослідження послідовності ДНК [9], при розв'язанні задач класифікації [4], в обробці зображень [7] тощо.

Вейвлет-перетворення

Вейвлети мають такі характеристики як центр і радіус у часовій та частотній областях, за якими можна визначити поточне положення вікна перетворення, а також його ширину. Центр і ефективний радіус вейвлета у часовій області обчислюються так:

$$\langle t \rangle = \frac{1}{\|\psi\|^2} \int_{-\infty}^{\infty} t |\psi(t)|^2 dt - \text{центр},$$

$$\Delta_t = \frac{1}{\|\psi\|^2} \int_{-\infty}^{\infty} (t - \langle t \rangle)^2 |\psi(t)|^2 dt - \text{радіус},$$

де

$$\|\psi\|^2 = \int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt - \text{норма вейвлета}.$$

Характеристики базових вейвлетів у часовій області наведено у табл. 1.

Таблиця 1 – Вейвлети та їхні характеристики у часовій області

Вейвлет	$\psi(t)$	$\langle t \rangle$	$\ \psi\ ^2$	Δ_t
Wave	$-te^{-t^2/2}$	0	0,08862	1,2247
Mhat	$(t^2 - 1)e^{-t^2/2}$	0	1,3293	1,0801
DOB	$e^{-t^2/2} - 0,5e^{-t^2/8}$	0	0,41668	1,4409
Morlet	$e^{-ikt} e^{-t^2/(2\sigma^2)}$	0	$\sigma\sqrt{\pi}$	$\sigma/\sqrt{2}$

На рис. 1 наведено ширину вейвлету Морле залежно від параметра масштабу a .

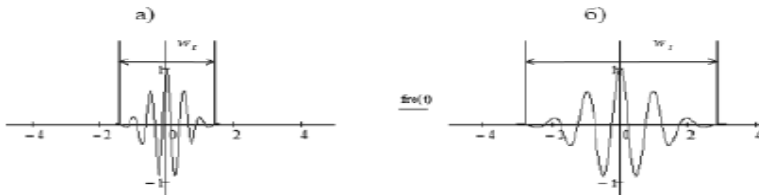


Рис. 1: Вейвлет Морле $a = 0,5$, $a = 1$

Характеристики базового вейвлета у частотній області обчислюються так:

$$\langle \omega \rangle = \frac{1}{\|\Psi\|^2} \int_0^\infty \omega |\Psi(\omega)|^2 d\omega,$$

$$\Delta_\omega = \frac{1}{\|\Psi\|^2} \int_0^\infty (\omega - \langle \omega \rangle)^2 |\Psi(\omega)|^2 d\omega,$$

де

$$\|\Psi\|^2 = \int_0^\infty |\Psi(\omega)|^2 d\omega.$$

$\hat{\psi}(\omega)$ -- перетворення Фур'є відповідного вейвлета. На рис. 2 наведено графік вейвлета Морле залежно від параметрів a, b .

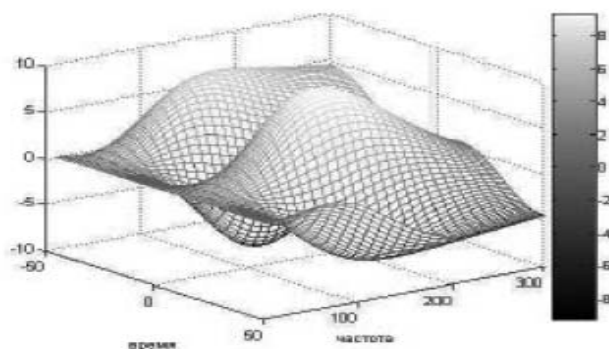


Рис. 2: Вейвлет Морле

Таблиця 2 – Характеристики вейвлетів у частотній області

Вейвлет	$\Psi(\omega)$	$\ \Psi\ ^2$	$\langle \omega \rangle$	Δ_ω^2
Гауса	$(-1)^n (i\omega)^n \sqrt{2\pi} e^{-\omega^2/2}$	$\frac{1}{2^n} \sqrt{\pi} (2n-1)!!$	$\frac{2^n n!}{\sqrt{\pi} (2n-1)!!}$	$\frac{2n+1}{2} - \frac{2^n n! n!}{\pi [(2n-1)!!]^2}$
Wave	$-i\omega \sqrt{2\pi} e^{-\omega^2/2}$	2,7842	1,1284	0,4762
Mhat	$-\omega^2 \sqrt{2\pi} e^{-\omega^2/2}$	4,1762	1,5045	0,4863
DOB	$\sqrt{2\pi} (e^{-\omega^2/2} - e^{-2\omega^2})$	1,3091	1,0800	0,3877
Morlet	$\sigma e^{-\sigma^2(k-\omega)^2/2}$	$0 \sigma \sqrt{\pi}$	k	$0,5\sigma^2$

Вейвлет-перетворення визначається за формулою:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^\infty f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt,$$

де $f(t)$ -- випадковий процес.

Зворотне вейвлет-перетворення:

$$f(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty W(a, b) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) db \frac{da}{a^2}. \quad (1)$$

Функція, що описує розподіл енергії за масштабами, називається вейвлет-спектром (скалограмою). Вона має вигляд [10]:

$$S(a_i, b_j) = |W(a_i, b_j)|^2.$$

Вейвлети генеруються із вейвлетної функції $\Psi(t)$, яка має назву "материнський вейвлет", що визначається як:

$$\Psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (3)$$

де τ – коефіцієнт переводу і s – коефіцієнт розтягування.

Дискретне вейвлет-перетворення (ДВП) визначається як:

$$W(j, k) = \sum_j \sum_k f(x) 2^{-j/2} \Psi(2^{-j}x - k). \quad (2)$$

Основна частина

Сигнал ЕЕГ містить кілька спектральних компонент. Величина сигналу ЕЕГ людини із поверхні мозку міститься у діапазоні від 10 до 100 мкВ. Діапазон частот ЕЕГ має нечіткі нижню і верхню межу, але найважливіші частоти з фізіологічної точки зору містяться у межах від 0,1 до 30 Гц. Стандартні клінічні смуги ЕЕГ розташовані – дельта (від 0,1 до 3,5 Гц), тета (від 4 до 7,5 Гц), альфа (від 8 до 13 Гц) і бета (від 14 до 30 Гц) діапазонах. ЕЕГ сигналів із частотами вище 30 Гц називають гамма-хвилями [].

На рис. 3 наведено графіки відведень ЕЕГ.

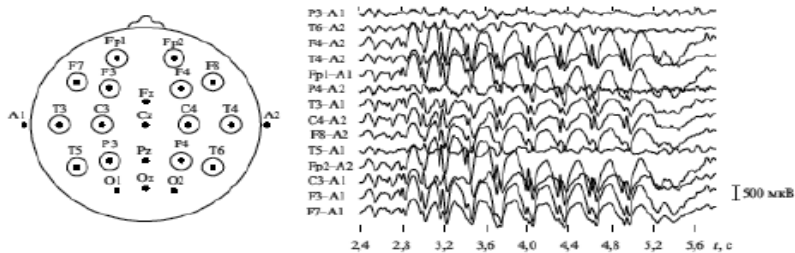


Рис. 3: Відведення ЕЕГ

Як правило, вейвлет є функція $\psi \in L^2(R)$ із нульовим середнім

$$\int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) dt = 0.$$

Неперервне вейвлет-перетворення (НВП) ЕЕГ – сигналу $x(t)$ визначається як:

$$НВП_{\psi} x(a, b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^* \left(\frac{x-b}{a} \right) dt,$$

де $\psi(t)$ -- "материнський вейвлет", зірочка означає комплексне сполучення (у разі дійсних функцій збігається із нею), a і b -- параметри масштабування. Параметр масштабування a визначає частоту коливань та довжину вейвлет-імпульсу, а параметр зсуву b визначає зміщення положення сигналу.

На практиці застосування ВП в інженерних галузях, як правило, потребує застосування його дискретної реалізації (ДВП). ДВП визначається за допомогою дискретних значень параметрів масштабування a і зсуву b . Якщо покласти $a = a_0^m$, $b = nb_0 a_0^m$, отримаємо:

$$\psi_{m,n}(t) = a_0^{-m/2} \psi(a_0^{-m} t - n b_0),$$

де $m, n \in Z$, m указує локалізацію частоти і n указує на локалізацію часу. Як правило, обирають $a_0 = 2$ і $b_0 = 1$. Такий вибір визначає діадично-ортонормований ВП і слугує основою для мульти-роздільного аналізу(МРА).

В МРА будь-який ЕЕГ- сигнал $x(t)$ може бути сповна розкладений наближено шляхом розширення функцій $\phi_m(t)$ (також має назву батько вейвлету), що запроваджується вейвлетами $\psi_m(t)$. Функція масштабування тісно пов'язана із фільтрами нижніх частот (ФНЧ), а вейвлет- функція тісно пов'язана із фільтрами верхніх частот (ФВЧ). Розкладання сигналу починається при проходженні сигналу через ці фільтри. Наближеннями є низькочастотні компоненти часового ряду або сигналу. Сигнал проходить через ФВЧ і ФНЧ. Потім вихідні сигнали від фільтрів проріджуються на 2 для отримання коефіцієнтів апроксимації на рівні 1 (A1 і D1). Далі коефіцієнти апроксимації спрямовуються на другий етап із повторенням процедури тощо.

Смуга частот $[F_m / 2; F_m]$ кожної деталі масштабу ДВП напряду пов'язана із частотою дискретизації вхідного сигналу, який задається виразом $F_m = F_s / 2^{l+1}$, де F_s -- частота дискретизації, l -- рівень розкладання. Час вибірки ЕЕГ-сигналів складає 0,00576 с, або частота дискретизації дорівнює 173,6 Гц. Найвища частота, що може містити сигнал, за теоремою Найквіста буде $F_s / 2 = 86,8$ Гц. Смуги частот, що відповідають п'яти рівням розкладання для вейвлету DB4, із частотою дискретизації 173,6 Гц сигналів ЕЕГ, наведено у табл. 3.

Перетворення DB4 має 4 вейвлети і коефіцієнти масштабування функції. Коефіцієнти масштабування мають вигляд:

$$h_0 = \frac{1 + \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, \quad h_1 = \frac{3 + \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, \quad h_2 = \frac{3 - \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, \quad h_3 = \frac{1 - \sqrt{3}}{4\sqrt{2}}.$$

Таблиця 3 – Смуги частот, що відповідають різним рівням розкладання

Сигнали	Діапазони частот (Гц)	Рівень розкладу
D_1	43.4–86.8	1 (шум)
D_2	21.7–43.4	2 (γ)
D_3	10.8–21.7	3 (β)
D_4	5.40–10.8	4 (α)
D_5	2.70–5.40	5 (θ)
A_5	0.00–2.70	5 (δ)

Значення коефіцієнтів функції вейвлетів:

$$g_0 = h_3, \quad g_1 = -h_2, \quad g_2 = h_1, \quad g_3 = -h_0.$$

або

$$g_0 = \frac{1-\sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, \quad g_1 = \frac{\sqrt{3}-3}{4\sqrt{2}}, \quad g_2 = \frac{3+\sqrt{3}}{4\sqrt{2}}, \quad h_3 = \frac{-1-\sqrt{3}}{4\sqrt{2}}.$$

Енергія сигналу ЕЕГ може бути розділена на різних рівнях розділення. Математично це можна подати як:

$$E D_i = \sum_{j=1}^N |D_{ij}|^2, \quad i = \overline{1, l},$$

$$E A_i = \sum_{j=1}^N |A_{ij}|^2,$$

де $i = \overline{1, l}$ -- рівень розкладання вейвлету від рівня 1 до рівня l . N – число коефіцієнтів деталізації або наближення на кожному рівні розкладання. ED_i -- частка енергії на рівні розкладання i та EA_l -- енергія апроксимації на рівні розкладання l . На рис. 4, 5 наведено два сигнали із бази даних [].

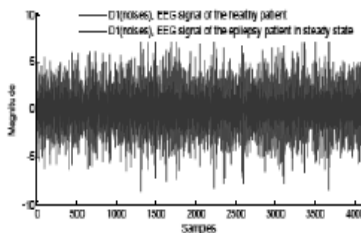


Рис. 4: Сигнал представляє ЕЕГ здорового пацієнта

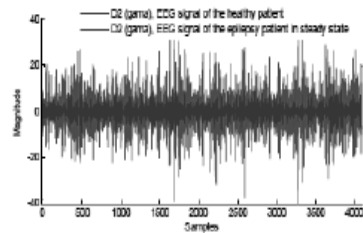


Рис. 5: Сигнал представляє ЕЕГ епілепсії пацієнта у стаціонарному стані

Вочевидь (рис. 4), величини EEG-сигналу пацієнта із епілепсією суттєво більші за інші EEG-сигнали.

Крім того, компоненти сигналу EEG ($\delta, \theta, \alpha, \beta, \gamma$) пацієнта із епілепсією мають значно більшу амплітуду за інші сигнали EEG. Активність (величина) компонентів цих двох сигналів визначатиметься із використанням ДВП.

Активність компонентів ($\delta, \theta, \alpha, \beta, \gamma$) EEG-сигналів здорових пацієнтів і EEG епілепсії пацієнта в усталеному стані (сигнали на рис. 4, 5), після виконання ДВП і МРА із використанням вейвлетних функцій DB4, наведені на рис. 6, 7. Вочевидь, величина EEG-сигналів епілепсії пацієнта у стаціонарному режимі у діапазоні частот [21.7-43.4] Гц и [10.8-21.7] Гц (γ и β -хвилі) суттєво менша за величину EEG-сигналів здорового пацієнта. Величини сигналів у діапазоні частот [5.40-10.8] Гц (α -хвилі) мають майже такі самі характеристики, в той час, як величина сигналу EEG епілепсії пацієнта у стаціонарному режимі діапазоні частот [2.70-5.40] Гц (θ -хвиля) суттєво вищі за величину EEG-сигналу здорового пацієнта. Енергорозподільчі схеми EEG-сигналів для різних випадків аналізу наведені на рис. 8, 9.

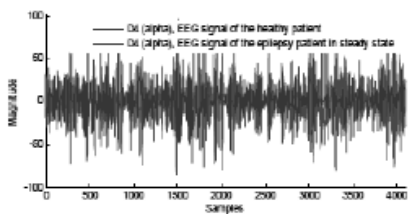


Рис. 6: Ідентифікація компонентів EEG-сигналів та їхньої активності

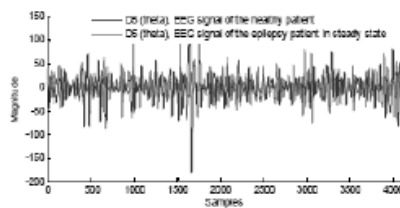


Рис. 7: Ідентифікація компонентів EEG-сигналів та їхньої активності

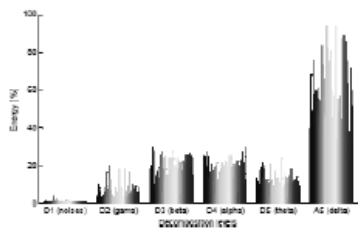


Рис. 8: Діаграма розподілу енергії (%) А мережі – 100 EEG-сигналів здорових пацієнтів

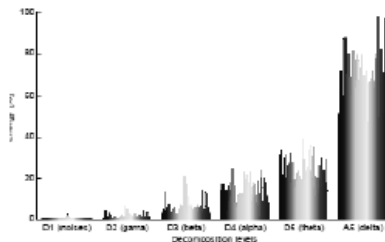


Рис. 9: Діаграма розподілу енергії (%) С мережі – 100 EEG-сигналів хворих епілепсією

Показники епілепсії на основі вейвлет-перетворень

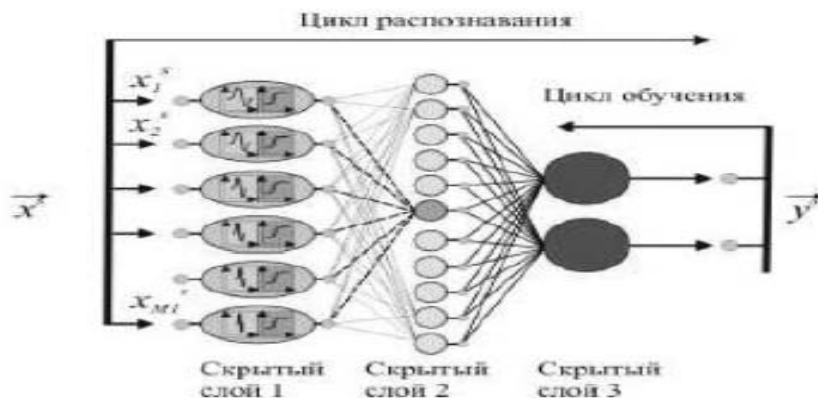
У неврології основне діагностичне застосування EEG стосується епілепсії, оскільки епілептична активність може створити чіткі аномалії на стандартному дослідженні EEG. Добре відомі причини епілепсії можуть містити у собі: генетичні розлади, черепно-мозкову травму, метаболічні порушення, алкоголь або зловживання наркотиків, пухлини мозку, інсульт, диспазію. Тобто, активність EEG

завжди відображає підсумовування синхронної активності тисяч і мільйонів нейронів, що мають аналогічну просторову орієнтацію.

Можна відзначити, що у хворих із діагнозом епілепсії активність компоненту D2 (γ -хвилі) досить низька і у середньому на 58,26% нижче за EEG-сигнали здорового пацієнта. Активність компоненту D3 (β -хвилі) була у середньому нижче на 48,22%, у той час, як активність D4 компоненти (α -хвилі) була схожа на EEG-сигнали здорового пацієнта. Активність компоненту D5 (θ -хвилі), складала на 200% вище за EEG-сигнали здорового пацієнта, а активність компонентів A5 (δ -хвиль) були у середньому вище приблизно на 77,32%. У середньому значення енергії множини C (хворих епілепсією) складала на 82% вище за множину A (здорових піддослідних). Послаблення або зменшення значень у часі деяких компонентів EEG-сигналів (β або γ -хвиль) або підсилення чи збільшення величини θ -хвилі може виявитися надійним показником розвитку епілепсії.

Одним із розповсюджених інструментів, що використовують для класифікації, є штучні нейронні мережі (ШНМ). Класифікатор, який ґрунтується на нейронних мережах, що упереджують (УШНМ), використовується для класифікації різних EEG-сигналів. На рис. 10 наведено фрагмент штучної нейронної мережі із застосуванням у якості функцій активації вейвлетів.

Структура алгоритму ґрунтується на двох етапах: етап витягування і етап класифікації. Результати такої класифікації наведено у табл. 4.



Таблиця 4 – Результати класифікації EEG-сигналу за алгоритмом ВНМ

Клас	Здоровий	Синдром епілепсії	Захоплення	Точність (%)
Здоровий	16	0	0	100
Синдром епілепсії	2	17	0	88,2
Захоплення	0	1	12	92,9

Висновки: Вейвлет-перетворення завдяки перевагам порівняно із іншими методами аналізу та обробки сигналів застосовується у медицині. EEG сигналів

надає важливу інформацію для кількох типів неврологічних захворювань. Аналіз сигналів ЕЕГ із застосуванням вейвлет-перетворень є ефективний метод для надійної ідентифікації біоелектричного стану кори головного мозку як здорових пацієнтів, так й хворих на епілепсію. Наведений приклад аналізу сигналів ЕЕГ із використанням дискретного вейвлет-перетворення надає можливість ідентифікувати компоненти ЕЕГ-сигналів і визначає їхню енергетичну цінність.

Моніторинг та аналіз пацієнта упродовж тривалішого часу може надати більше інформації про розвиток епілепсії. Вейвлет-перетворення у сполученні із штучними нейронними мережами надає можливість реалізувати класифікатор на ґрунті розподілу енергії складових сигналів ЕЕГ. Визначення активності окремих компонентів сигналів ЕЕГ, а також матеріальність процесів, що мають місце у джерела цих хвиль, може стати предметом подальших досліджень.

Список використаних джерел

1. Зеленський К.Х. Побудова повної множини інваріантних ознак сигналів/К.Х. Зеленський, Н.Б. Філімонова, Г.В. Кіт// Восточно-Европейский журнал передовых технологий, 2007, №6. — С. 29–35.
2. Павлов А.Н. Вейвлет-анализ в нейродинамике/А.Н. Павлов, А.Е. Храмов, А.А. Короновский//Успехи физических наук, т. 182, №9. — 2012. — С. 905–940.
3. Пащенко Р.Э. Вейвлет обработка фрактальных сигналов/Системы обработки информации, 2007, вып. 7 (65). — С. 59–65.
4. Столбова А.А. Вейвлет-анализ нестационарных неэквидистантных временных рядов. Дис. канд.техн. наук, 2018. — 149 с.
5. Ациперов В.Е. Двумерное многомасштабное представление данных ЭЭГ записей эпилептических разрядов/В.Е. Анциперов, Ю.В. Обухов//Альманах клинической медицины. — 2008. — №17–1. — С.154–157.
6. Витязев В.В. Вейвлет-анализ временных рядов/В.В. Витязев. — СПб: С.-Петербург, ун-т, 2001. — 68 с.
7. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам/И. Добеши. — Ижевск: НИЦ "Регулярная и хаотическая динамика", 2001. — 464 с.
8. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов: пер. с англ./С. Малла. — М.: Мир, 2005. — 671 с.
9. Яковлев А.Н. Введение в вейвлет-преобразования/А.Н. Яковлев.-- Новосибирск: НГТУ, 2003. —104 с.
10. Короновский А.А. Вейвлеты в нейродинамике и нейрофизиологии / А.А. Короновский, А.Н. Павлов, Е.Ю. Ситникова, А.Е. Храмов. — 2012. — 273 с.