

ЗАСТОСУВАННЯ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ В ЗАДАЧІ АНАЛІЗУ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ

(Представлено д.ф.-м.н., проф. Москвіним П.П.)

Проведено аналіз принципів діагностики на основі дослідження пульсової хвилі. Досліджено можливість використання вейвлет-перетворення в задачі відновлення сигналу пульсової хвилі. Встановлено, що комплекснозначний вейвлет Морле відтворює сигнал з високою точністю, зберігаючи положення піків як найбільш інформативних параметрів пульсової хвилі. Крім того, було встановлено високу наочність даного методу і придатність даних після вейвлет-перетворення до безпосередньої оцінки пульсової хвилі. Наведено основні типи пульсових хвиль та їх можливі відхилення у випадку конкретних захворювань, що в комплексі дає досконалий апарат для діагностики стану серцево-судинної системи на основі оцінки параметрів пульсової хвилі.

Постановка проблеми. Пульсова хвиля як один з найпотужніших інструментів діагностики використовується в медицині вже протягом довгого часу. Перші згадки про даний вид досліджень відомі ще з часів давньотибетської медицини. А.Г. Полотебнов, який працював у С.П. Боткіна, у 1869 р. опублікував роботу «Склероз артеріальної системи як причина послідовного страждання серця». Це була перша клініко-експериментальна робота з вивчення пружнов'язких властивостей судинних стінок та їхньої ролі в патології апарата кровообігу. А.Г. Полотебнов довів, що судини виконують дуже важливу роль завдяки своїй еластичності. Вони хвилеподібно проштовхують кров на периферію і тим самим полегшують роботу серця. М.В. Яновський називав діяльність судин «периферичним серцем». А.Г. Полотебнов, викликаючи ущільнення стінки судин, показав, що в цьому випадку судини ніби виходять з ладу, і все навантаження лягає на серце. Це призводить до гіпертрофії лівого шлуночка.

Через 12 років з'являються роботи Марєя й інших, присвячені визначенню величини пружного опору судинних стінок і значенню цього фактора для руху потоку крові в судинах. Інтерес до цього питання не слабшає і сьогодні.

При зміні еластичності судинної стінки навантаження на серце різко зростає. І.П. Павлов на своїх лекціях з кровообігу завжди підкреслював велике значення пружнов'язких властивостей судинних стінок для пересування крові по судинній системі.

При проведенні оцінки фізіологічних властивостей кровеносної системи найчастіше використовують давньотибетську методику. При цьому датчики пульсу розміщуються симетрично на обох передпліччях (по 3 датчики на передпліччя) в спеціальних точках, що визначаються за пульсовою методикою [11], [12], [13].

Пульсовий сигнал променевої артерії являє собою сукупність коливальних елементів систолічної, дикротичної та діастолічної пульсових хвиль (рис. 1). Наявність і ступінь вираженості вказаних хвиль можуть суттєво відрізнитись у різних людей.

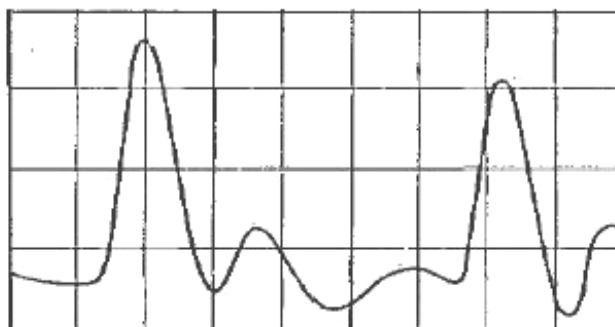


Рис. 1. Пульсова хвиля

В результаті форма пульсової хвилі може сильно відрізнитись в залежності від сили і швидкості серцевих скорочень, ударного об'єму крові та артеріального тиску, еластичності та тонуусу стінок артерії, в'язкості крові. Тому за інформативними параметрами пульсових кривих (амплітудних, часових, частотних і похідних від них) можна оцінити діяльність серцево-судинної системи та організму в цілому.

Існуючі методи обробки пульсограм дозволяють, як правило, дати тільки їх кількісну оцінку. Для постановки діагнозу лікарю все-таки доводиться аналізувати пульсову хвилю, порівнюючи її з деякими формальними типами пульсохвиль.

Існує 6 основних типів пульсу: швидкий (а), повільний (b), високий (c), низький (d), рівний (e) і нерівний (f). Всі вони представлені на рис. 2.

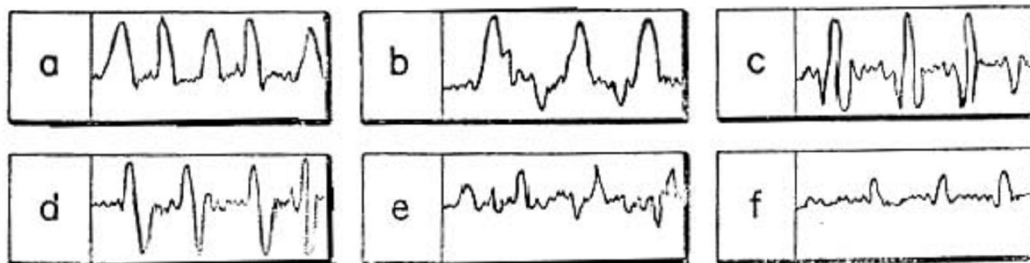


Рис. 2. Основні типи пульсу

Кожен тип пульсу характеризується певним станом організму і має два підтипи – сильний і слабкий. Сильний і слабкий підтипи, в свою чергу, класифікуються у дві категорії: з перевагою позитивної та негативної енергії (рис. 3).

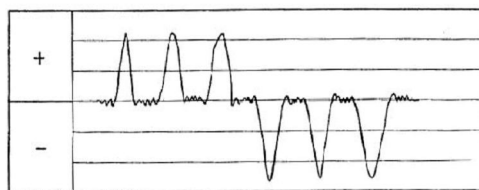


Рис. 3. Позитивна та негативна ділянки пульсу

В результаті маємо 24 види пульсу, які необхідно правильно пояснити. Проблема ідентифікації ускладнюється тим, що форми пульсової кривої, знятої у людини в різних точках, відрізняються, оскільки пульс додатково визначається властивостями органів і тканин, що оточують судини. Зовнішні завади (шуми вимірювання) також спотворюють пульсовий сигнал. Тому першою задачею в розпізнаванні форми пульсової хвилі є одержання якісної картинки без сторонніх шумів та артефактів.

У нормі в здорових осіб швидкість поширення пульсової хвилі по еластичних судинах коливається в межах 500—700 см/с, по судинах м'язового типу— 500—800 см/с.

Швидкість поширення пульсової хвилі наростає при органічній поразці артерій чи при посиленні пружного опору артерій за рахунок підвищення тонуусу їх гладенької мускулатури, розтягання стінок судини високим артеріальним тиском. При нейроциркуляторній дистонії гіпотонічного типу зменшення швидкості поширення пульсової хвилі по еластичних артеріях пов'язано в основному з низьким рівнем середнього динамічного тиску.

Формулювання цілей статті. Розв'язання задачі автоматизації медичної діагностики має на увазі наявність надійних та стійких методів виділення і аналізу діагностично важливих параметрів фізіологічних сигналів. В якості таких можна розглядати їх амплітудно-часові та частотні характеристики. Такий аналіз дає достатній кількісний матеріал для визначення критеріїв постановки діагнозу, оскільки протікання будь-якого фізіологічного процесу, що реєструється у вигляді сигналу, напряму пов'язане з тими чи іншими характерними властивостями цього сигналу. Аналізуючи зміни зовнішніх характеристик сигналу, можна встановлювати їх зв'язок з відповідними внутрішніми змінами у протіканні процесів, що породжують ці зміни, визначаючи деякі стійкі області нормального або патологічного розвитку в просторі аналізованих параметрів.

У випадку аналізу сигналу пульсової хвилі результат досліджень повинен містити не тільки просте перерахування його характерних частот, але й відомості про певні локальні координати, при яких ці частоти себе проявляють. Аналіз літературних джерел дає нам право вважати, що найкращим методом аналізу і обробки нестационарних (в часі) та неоднорідних (в просторі) сигналів різних типів є вейвлет-перетворення.

Вейвлет-перетворення одновимірного сигналу полягає в його розкладанні по базису, сконструйованому з функції-вейвлета, що володіє певними властивостями. Конструювання такого типу

відбувається за рахунок масштабних змін та переносів вибраного вейвлету, який ще прийнято називати материнським. Кожна з функцій цього базису характеризує як певну просторову частоту, так і її локалізацію у фізичному просторі, тобто в часі.

Таким чином, на відміну від традиційного перетворення Фур'є, яке застосовується для аналізу сигналів, вейвлет-перетворення забезпечує двовимірну розгортку досліджуваного одновимірного сигналу, при цьому координата і частота розглядаються як незалежні змінні. В результаті з'являється можливість аналізувати властивості сигналу одночасно у фізичному (час, координата) та частотному просторах. Все сказане легко узагальнюється і на багатовимірні сигнали та функції.

Аналіз літературних джерел. Вейвлет-базис задається за допомогою ітераційного алгоритму зі зміною масштабу та зсувом єдиної функції. Це призводить до надзвичайно важливої процедури багатовимірного аналізу, який, в свою чергу, робить можливими швидкі чисельні розрахунки локальних характеристик на різних масштабах. Кожна шкала містить незалежну інформацію про сигнал у вигляді вейвлет-коефіцієнтів, які легко обраховуються з допомогою ітераційної процедури, відомої під назвою швидкого вейвлет-перетворення. У сукупності вони розв'язують проблему повного аналізу сигналу і відповідно суттєво спрощують діагноз [2], [4], [10], [11].

Після того, як такий аналіз проведено, можна при необхідності стиснути отримані дані, відкинувши деяку частину інформації. Це робиться з допомогою так званої процедури квантування, в процесі якої зазвичай приписуються різні вагові множники отриманим вейвлет-коефіцієнтам. Це значно допомагає позбутись деяких статистичних флуктуацій і підвищити роль динамічних характеристик сигналу. В той же час, це може призвести до некоректного діагностування, якщо стиснення інформації проведено неакуратно. Число нульових моментів у вейвлетів відіграє важливу роль на цьому етапі. На жаль, при стисненні обов'язково з'являються систематичні помилки. Отримані похибки пропорційні величині відкинутих вейвлет-коефіцієнтів, а тому стає особливо важливим знати нерегулярності в поведінці сигналу. Звичайно, якість відновлення сигналу після процедури стиснення не може бути ідеальною. Проте зворотне перетворення або синтез все ще залишається достатньо стійким і відтворює найбільш важливі характеристики початкового досліджуваного сигналу, якщо використовуються правильні методи. Властивості регулярності досліджуваних вейвлетів стають особливо важливими на етапі відтворення сигналу [5], [6], [8].

Вейвлет-перетворення сигналу пульсової хвилі є предметом самостійного наукового дослідження, що припускає одержання важливих результатів при діагностиці стану серцево-судинної системи. Вейвлет-перетворення дозволяє розкласти аналізований сигнал по компактних, добре локалізованих за часом і частотою, базисах, і при цьому має поліноміальну складність. Воно має гарне розрізнення за часом і погане розрізнення за частотою в області високих частот і гарне розрізнення за частотою і погане розрізнення за часом в області низьких частот. Цей підхід дає гарні результати, особливо коли компоненти сигналу з високою частотою мають невелику тривалість, а низькочастотні компоненти – досить велику. Сигнал пульсової хвилі, як і більшість біологічних сигналів, має саме таку структуру [4], [9], [10], [12].

Розрізняють дискретний і неперервний вейвлет-аналізи, апарат яких можна застосовувати як для неперервних, так і для дискретних сигналів.

Сигнал аналізується шляхом розкладання по базисних функціях, отриманих з деякого прототипу шляхом стиснення, розтягання та зміщення (2). Функція-прототип, що аналізує, називається (материнським) вейвлетом.

Вейвлет-функція повинна задовольняти двом умовам:

1. Середнє значення (інтеграл по всій прямій) дорівнює 0.
2. Функція швидко спадає при $t \rightarrow \infty$.

Зазвичай вейвлет- функція позначається літерою ψ .

У загальному випадку вейвлет-перетворення функції $f(t)$ має вигляд:

$$W(x, s) = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi \left(\frac{t-x}{s} \right) f(t) dt, \quad (1)$$

де t – вісь часу; x – зсув у часі; s – параметр, обернений частоті; (*) – означає комплексне спряження.

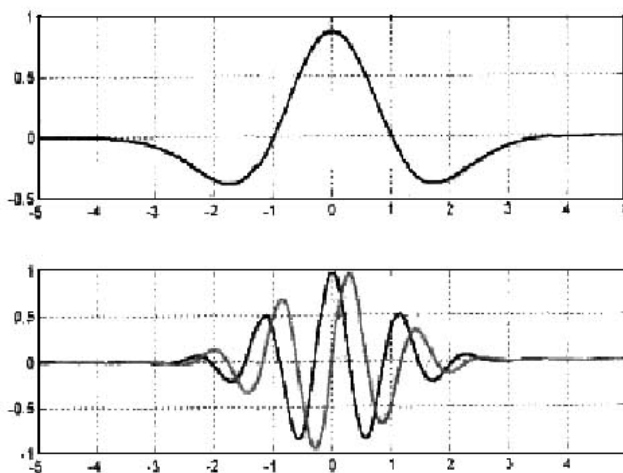


Рис. 4. Приклади вейвлетів

Головним елементом у вейвлет-аналізі є вейвлет- функція. Взагалі, вейвлетом є будь-яка функція, що відповідає двом вищевказаним умовам. Найбільшою популярністю користуються два вейвлети, зображених на рис. 4.

Зверху зображений вейвлет “сомбреро” (Mexican Hat), названий так завдяки своєму зовнішньому вигляду. В нижній частині рис. 4 зображений вейвлет Морле. Графік будь-якого вейвлета виглядає приблизно так, як і вейвлет Морле. Зауважте, що вейвлет Морле – комплекснозначний, на рисунку зображені його дійсна та уявна складові.

Отже, у нас є деяка функція $f(t)$, що залежить від часу. Результатом її вейвлет-аналізу буде деяка функція $W(x,s)$, що залежить вже від двох змінних: від часу і від частоти (обернено пропорційно). Для кожної пари x і s алгоритм обчислення вейвлет-перетворення наступний:

1. Вейвлет-функція розтягується в s разів по горизонталі і в $1/s$ разів – по вертикалі.
2. Далі він зміщується в точку x . Отриманий вейвлет позначається $\psi(x, s)$.
3. Обчислюється кореляція в околі точки s за допомогою $\psi(x, s)$.

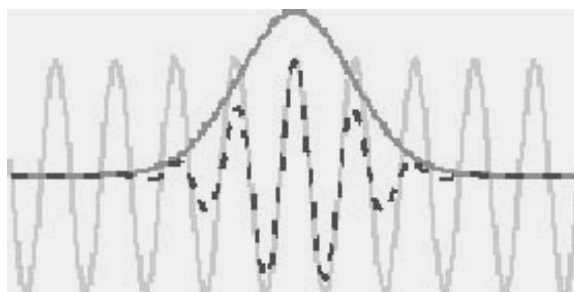


Рис. 5. Вейвлет Морле

У результаті “вимальовується” цілком наочна картина, що ілюструє частотно-часові характеристики сигналу. По осі абсцис відкладається час, по осі ординат – частота (іноді розмірність осі ординат вибирається так: $\log(1/s)$, де s – частота), а абсолютне значення вейвлет-перетворення для конкретної пари x і s визначає інтенсивність кольору, яким даний результат буде відображений (чим більше та чи інша частота присутня в сигналі в конкретний момент часу, тим темнішим буде відтінок).

У якості материнського вейвлета підходить будь-яка функція, що задовольняє двом вищевказаним умовам. Для реалізації алгоритму в якості материнського вейвлета було вирішено скористатися вейвлетом Морле (рис. 5). Це було зроблено з трьох причин:

- вейвлет Морле – один з найбільш популярних [1] і широко застосовується;
- має значну наочність;
- простий в обчислювальному плані, що прискорює роботу алгоритму.

Фактично вейвлет Морле є добутком комплексної синусоїди на гаусіан:

$$\psi(\eta) = \pi^{-1/4} e^{-i\omega_0\eta} e^{-\eta^2/2}, \tag{2}$$

де ψ є значенням вейвлет-функції з безрозмірним періодом η , а ω_0 – хвильовий параметр.

Необхідно також відзначити, що вейвлет Морле є комплекснозначним, тобто має дійсну та уявну частини.

Існує два різних шляхи проведення вейвлет-перетворення. Мова йде про розрахунки в часовій і частотній областях. При роботі в часовій області ми маємо справу з функціями, аргументами яких є часові параметри, а у випадку частотної – частотні. У частотній області використовується механізм швидкого перетворення Фур'є [5], [10], [11].

При дослідженнях в часовій області нам передусім необхідно визначити материнський вейвлет. Припустимо, ми вибрали деяку функцію, що задовольняє необхідним умовам: $\omega_0(\eta)$, де η – безрозмірний період.

У даному випадку для досліджень необхідно створити часову серію X , зі значеннями x_n у моменти часу $n \in [0, N-1]$, де N – кількість вимірів. Кожна величина розділена за часом на постійну величину Δt . Одержавши основну формулу для материнського вейвлета, необхідно мати можливість змінювати розміри вейвлета. Для цього буде створено так званий "масштабований" вейвлет, який буде мати вигляд:

$$\psi\left(\frac{(n' - n)\Delta t}{s}\right) = \left(\frac{\Delta t}{s}\right)^{1/2} \psi_0\left(\frac{(n' - n)\Delta t}{s}\right), \tag{3}$$

де s – параметр, обернений частоті.

Обчислення вейвлет-перетворення є згортокою досліджуваної часової серії з функцією-вейвлетом. Основна формула має вигляд :

$$W_n(s) = \sum_{n=0}^{N-1} x_n \psi^*\left(\frac{(n' - n)\Delta t}{s}\right), \tag{4}$$

у даному випадку (*) – означає комплексно-спряжене.

Результатом розрахунку $W_n(s)$ за формулою (4) буде комплексне число. Як кінцевий результат береться абсолютне значення отриманого комплексного числа. [5]

Вейвлет-перетворення можна провести в частотній області. Для цього знову в першу чергу необхідно визначити материнський вейвлет. Розрахунок за даною схемою відбувається в такий спосіб: перетворення Фур'є самого вейвлета (у даному випадку будемо розглядати вейвлет Морле) сконцентровано навколо деякої виділеної частоти $\omega_0 \neq 0$. Тому перетворення Фур'є вейвлета, розтягнутого в s раз, буде сконцентровано навколо частоти ω_0/s (рис. 6).

Оскільки згортка функцій еквівалентна їхньому перемноженню в частотній області, зображення вейвлет-перетворення показує еволюцію досліджуваної функції на частотах, близьких ω_0/s . Тобто множення Фур'є-спектра вихідної функції на пік в точці ω_0/s у частотній області (тобто на Фур'є-образ розтягнутого вейвлета) вирізає з цієї функції все те, що дає внесок у її спектр на частотах, близьких ω_0/s . В результаті виходить розгортка спектрального компонента в часі [1].

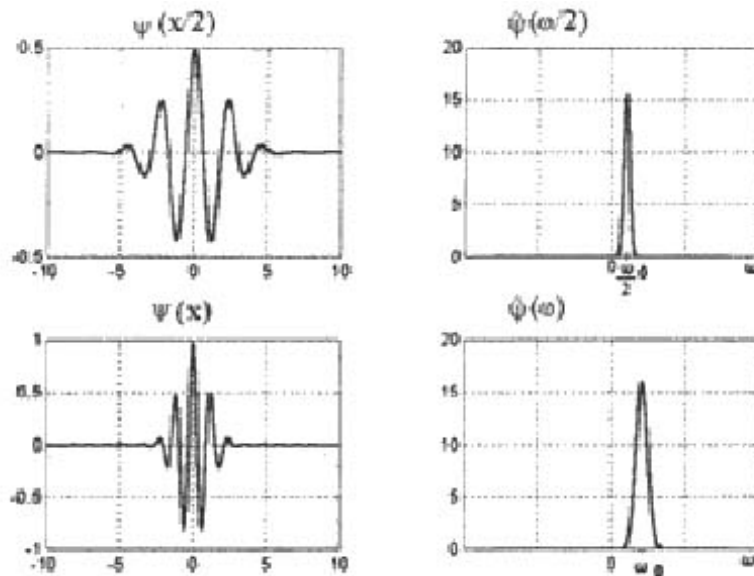


Рис. 6. Перетворення Фур'є функції вейвлета

Основні формули мають вигляд:

$$W_n(s) = \sum_{k=0}^{N-1} x_k \overline{\psi}^*(s\omega_k) e^{i\omega_k n dt}, \tag{5}$$

де (*) – означає комплексно-спряжене, а знак (^) – перетворення Фур'є.

$$\overline{x}_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-2\pi i k n / N}, \tag{6}$$

$$\overline{\psi}(s\omega_k) = \left(\frac{2\pi s}{dt} \right)^{1/2} \overline{\psi}_0(s\omega_k). \tag{7}$$

Постановка експерименту. У медичних джерелах є відомості про параметри пульсової хвилі здорової людини. Звичайно, ці дані і є відправною точкою при аналізі чергової пульсограми. Для вироблення підходів до автоматичної ідентифікації порушень у роботі серця необхідно побудувати модель сигналу В результаті в ході виконання роботи була побудована модель ідеальної пульсової хвилі для системи Matlab. Модель являє собою одновимірний масив чисел, з частотою дискретизації 225 Гц. Алгоритм перетворення за допомогою вейвлетів Морле буде наступним.

1. Вибираємо початкову частоту $s = s_0$.
2. Обчислюємо значення вейвлета ψ^* для всіх точок $n' \in [0, N-1]$.
3. Перемножуємо отримані результати на відповідні значення $X_{n'}$.
4. Виконуємо сумування отриманого числового ряду для всіх $n' \in [0, N-1]$.
5. Виконуємо аналогічні дії для всіх пар значень n, s для усього спектра частот.

Модельний сигнал та результат його аналізу за допомогою неперервного вейвлет-перетворення материнським сигналом Морле представлені на рис. 7.

Для аналізу сигналу найбільш інформативними є чотири точки А, В, С та D, представлені на кривій пульсової хвилі. Як бачимо, вейвлет-аналіз добре визначає ці точки і представляє їх на перетворенні як точки, еквівалентні точкам у верхній частині рисунка. Вертикальна вісь представляє частоту, причому вона зростає у напрямку донизу. Горизонтальна вісь – це вісь часу. Пік А відрізняється від інших характерних точок, що добре видно по забарвленню відповідних областей на зображенні вейвлет-перетворення. Проте піки В, С, D, які є досить подібними, мають те ж саме походження, що і пік А. В клінічній медицині значення піків А та В використовуються для обрахунку так званого “індексу атеросклерозу” Проте, звичайно, цим не обмежується використання вейвлет-аналізу пульсової хвилі.

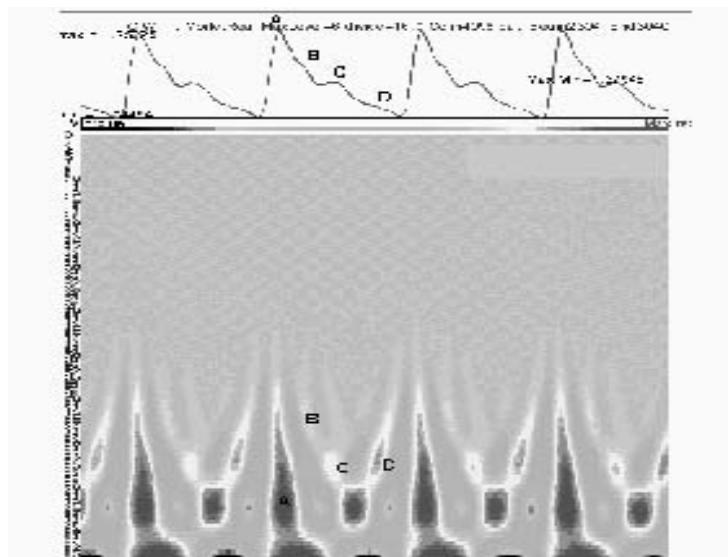


Рис. 7. Вейвлет-перетворення пульсового сигналу

Ще один рисунок, отриманий за допомогою пакета MatLab, дозволяє більш наочно побачити розкладання пульсових хвиль за допомогою вейвлет-перетворення в тримірному просторі (рис. 8).

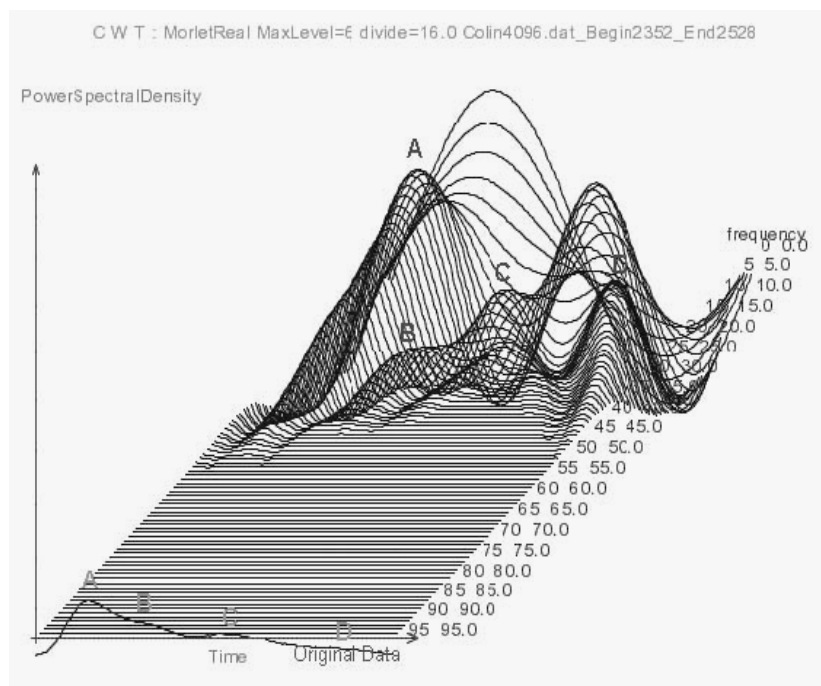


Рис. 8. Тривимірне вейвлет-перетворення

Як бачимо, тривимірна картинка вейвлет-перетворення зберігає положення характерних піків А, В, С та D і має високу інформативність для оцінки параметрів пульсової хвилі. Ми в даній роботі звернули увагу лише на обробку найбільш інформативних піків, хоча в оцінці функціонального стану організму мають значення багато параметрів пульсової хвилі.

Оцінка результатів роботи. У здорової людини пульс на обох променевих артеріях синхронний і однаковий. У хворих з різко вираженим стенозом лівого аtriовентрикулярного отвору через розширення лівого передсердя і стиснення лівої підключичної артерії пульсова хвиля на лівій променевій артерії (в порівнянні з правою) буває меншої величини і запізнюється. При синдромі Такаясу пульс на одній з артерій може взагалі бути відсутнім. Неоднаковий і несинхронний пульс називається *pulsus differens*.

Якщо пульс синхронний і однаковий, інші властивості пульсу визначають, пальпуючи одну руку.

Ритм пульсу. Визначають, чи виникають пульсові хвилі через рівні (ритмічний пульс) чи через нерівні інтервали часу (аритмічний пульс). Поява окремих пульсових хвиль, менших за величиною, що виникають раніш звичайного часу, слідом за якими мається більш тривала (компенсаторна) пауза, свідчить про екстрасистолію. При миготливій аритмії пульсові хвилі виникають через нерівні проміжки часу й обмежуються за величиною.

Напряга пульсу. Залежить від систолічного артеріального тиску – чим він вищий, тим напруженішим буде пульс. При високому систолічному артеріальному тиску пульс твердий, при низькому тиску — м'який. Напряга пульсу залежить також від еластичних властивостей стінки артерії. При ущільненні стінки артерії пульс буде твердим.

Наповнення пульсу визначається діаметром артерії в момент пульсової хвилі. Воно залежить від ударного об'єму серця. При високому ударному об'ємі пульс повний, при низькому – пульс порожній.

Швидкість підйому та спаду пульсової хвилі. Форма пульсу залежить від тону судин та швидкості їх систолічного заповнення: при зниженні тону судин і при недостатності клапанів аорти пульс стає швидким, при підвищенні ж тону судин чи їхньому ущільненні пульс стає повільним.

Альтернуючий пульс. Характеризується чергуванням сильної та слабкої пульсових хвиль. Такий пульс є симптомом слабкості міокарда лівого шлуночка. Слабкість міокарда обумовлює великий розкид обсягу крові, що викидається в аорту під час різних систол.

Парадоксальний пульс. При ньому пульсові хвилі на вдиху зменшуються, на видиху збільшуються. Пояснюється це тим, що у хворих з деякими захворюваннями під час вдиху відбувається зменшення ударного обсягу і зниження систолічного артеріального тиску.

Дикротичний пульс. При цьому різновиді пульсу з'являється дві пульсові хвилі, причому друга, менша за амплітудою хвиля, виникає після закриття стулок аортального клапана, тобто в діастолу. Дикротичний пульс іноді виявляється в здорових людей з вираженою гіпотонією і зниженим загальним периферичним опором. Частіше цей різновид пульсу виявляється при важкій серцевій недостатності чи при гіповолемічному шоку.

Бігемінальний пульс. Спостерігається при порушенні ритму серця, при цьому за кожним нормальним скороченням серця впливає екстрасистола з наступною компенсаторною паузою. У результаті нормальної систоли виникає звичайна для хворого пульсова хвиля, в результаті наступної екстрасистоли – пульсова хвиля меншої величини.

Аналіз амплітудно-частотного спектра пульсової кривої в частотному діапазоні 30—40 Гц дозволяє вимірювати артеріальний тиск та проводити аналіз функціонального стану серцево-судинної системи. Моменти різкого збільшення чи зменшення амплітуди пульсової хвилі в зазначеному діапазоні частот вказують на досягнення систолічного чи діастолічного тиску відповідно.

Оскільки кровотік залежить від градієнта тиску, а не від його абсолютної величини, пульсації тиску обумовлюють пульсуючий характер кровотоку, а також зміну його швидкості в різні фази серцевого циклу. Однак швидкість розповсюдження пульсової хвилі перевищує швидкість кровотоку. Тому в деяких судинних регіонах дистальне поширення пульсової хвилі призводить до того, що в якийсь момент часу тиск у дистальній ділянці перевищує тиск у проксимальному відділі і викликає зворотний кровотік. Фазовий зворотний струм крові звичайно виникає в тих місцях, де відбувається сильне утворення піків пульсової хвилі. Він характерний для таких ділянок артеріальної системи (наприклад стегнової артерії), де артерії широкі, а периферичний опір кровотоку значний.

Висновки. Результати даної роботи показали придатність вейвлет-перетворення для аналізу пульсових хвиль людини як одного з найінформативніших джерел діагностики. Отримані результати мають добру наочність і можуть бути використані для діагностики у прямому вигляді, а також для розрахунку інших показників серцево-судинної системи (наприклад, АТ).

Вибраний нами вейвлет Морле цілком задовольнив нашим вимогам до характеристик пульсового сигналу. До того ж, отримані результати займають невеликий об'єм, а значить, придатні для тривалого зберігання.

Отож, вейвлет перетворення є досконалим та наочним інструментом відтворення сигналу і може цілком застосовуватись для обробки пульсових хвиль. Крім того, рекомендується проводити обробку пульсових сигналів за допомогою вейвлет-перетворення з метою стиснення об'єму інформації, що зберігається.

ЛІТЕРАТУРА:

1. *Терехов С.А.* Вейвлеты и нейронные сети: Лекция для школы-семинара "Современные проблемы нейроинформатики". – Москва: МИФИ, 24–26 января 2001 г. – 236 с.
2. *Добеши И.* Десять лекций по вейвлетам. – Москва: "РХД", 2001. – 596 с.
3. *Воробьев В.И., Грибунин В.Г.* Теория и практика вейвлет-преобразования. – Санкт-Петербург: ВУС, 1999. – 785 с.
4. *Vidacovic B.* Statistical Modeling by Wavelets. – Wiley Interscience, 1992. – 256 p.
5. *C.E. Heil, D.F. Walnut.* Continuous and Discrete Wavelet Transforms // SIAM Review. – № 31. – 1989. – 628–666 p.
6. *Percival D.B. and Walden A.T.* Wavelet Methods for Time Series Analysis. – Cambridge University Press, 2000. – 460 p.
7. *Meyer Y.* Wavelets and Operators. – Cambridge University Press, New York, 1992. – 765 p.
8. *Chui C.K.* An Introduction to Wavelets. – Academic Press, San Diego, 1992. – 486 p.
9. *Dai D.Q.* Wavelets and orthogonal polynomials based on harmonic oscillator eigenstates. // J. Math. Phys. – № 41. – 2000. – 3086–3103 p.
10. *Horikis T.P.* A new approach for constructing continuous wavelets. – J. Franklin Inst., 1993. – 352 p.
11. *Watkins L.R., Zhou Y.R.* Modeling Propagation in Optical Fibres Using Wavelets // IEEE J. Light. Techn. – № 12. – 1994. – 1536–1542 p.
12. *H.J.A. da Silva, J.J. O'Reilly.* Optical pulse modeling with Hermite-Gaussian functions. // Opt. Lett. – № 14. – 1989. – 526–528 p.
13. *Pierce, P. Rees, K. A. Shore.* Wavelet Operators for Nonlinear Optical Pulse Propagation. // J. Opt. Soc. Am. A. – № 17. – 2000. – 2431–2439 p.

МУЖИЦЬКА Наталія Віталіївна – асистент кафедри автоматизованого управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

– цифрова обробка сигналів;

– методи біотехнічних та медичних досліджень.

Тел.: 8(0412)37-84-82.

E-mail: muzhitskaya_zh@rambler.ru

Подано 11.11.2004

Мужицька Н.В. Застосування вейвлет-перетворення в задачі аналізу пульсової хвилі
Мужицкая Н.В. Применение вейвлет-преобразования в задаче анализа пульсовой волны.
Muzhitska N.V. The applicability of wavelet-transform in analysis of human pulse

ДК 612.766

Застосування вейвлет-перетворення в задачі аналізу пульсової хвилі / Н.В. Мужицька

Проведений аналіз принципів діагностики на основі дослідження пульсової хвилі. Досліджено можливість використання вейвлет-перетворення в задачі відновлення сигналу пульсової хвилі. Встановлено, що комплекснозначний вейвлет Морле відтворює сигнал з високою точністю, зберігаючи положення піків, як найбільш інформативних параметрів пульсохвилі. Крім того, було встановлено високу наочність даного методу і придатність даних після вейвлет-перетворення до безпосередньої оцінки пульсової хвилі. Наведено основні типи пульсових хвиль та їх можливі відхилення у випадку конкретних захворювань, що в комплексі дає досконалий апарат для діагностики стану серцево-судинної системи на основі оцінки параметрів пульсової хвилі.

УДК 612.766

Применение вейвлет-преобразования в задаче анализа пульсовой волны. / Н. В. Мужицкая

Произведен анализ принципов диагностики на основе исследования пульсовой волны. Исследована возможность использования вейвлет-преобразования в задаче восстановления сигнала пульсовой волны. Установлено, что комплекснозначный вейвлет Морле восстанавливает сигнал с высокой точностью, сохраняя положение пиков, как наиболее информативных параметров пульсовой волны. Кроме этого, было установлено высокую наглядность данного метода и пригодность данных после вейвлет преобразования к непосредственной оценке пульсовой волны. Приведены основные типы пульсовых волн и их возможные отклонения в случае конкретных заболеваний, что в комплексе дает совершенный аппарат для диагностики состояния сердечно-сосудистой системы на основании оценки параметров пульсовой волны.

УДК 612.766

The applicability of wavelet-transform in analysis of human pulse / Muzhitska N. V.

The analysis of principles of diagnostic with pulse wave research usage was done. Was researched applicability of usage wavelet-transform for the problem of pulse wave signal reconstruction. It is stated, that complex Morlet wavelet reconsructs pulse signal with high density and it keeps coordinats of the most interesting points on the trasformation of pulse wave. It was state a good watching characteristic of the method and the results of transforming are ready for the diagnostic usage. There were estimated the main types of pulse waves and there changhing in the rare of illnesses. The complex of these results gives us good methods for the diagnostics of heart-blood system with a usage of pulse wave analysis.