

АНАЛІЗ СПОСОБІВ ЧАСТОТНО-ЧАСОВОГО ПРЕДСТАВЛЕННЯ СИГНАЛІВ ПРИ АУСКУЛЬТАЦІЇ

Поворознюк Н.І., доц.

НТУУ «КПІ», кафедра теоретичної електротехніки

Онанко А.М., студентка

НТУУ «КПІ», кафедра математичних методів системного аналізу

Вступ. Захворювання серця є однією з основних проблем сучасної медицини, оскільки такі захворювання складають значну частку загальних захворювань. Наприклад, у Євросоюзі захворювання серця спричиняють 42% смертних випадків, незважаючи на витрати 192 млрд. євро на рік на їх профілактику і лікування. Рання діагностика захворювань серця дасть змогу не тільки істотно поліпшити стан охорони здоров'я, а й значно скоротити такі витрати [1].

Для діагностики порушень у роботі серця використовуються такі сучасні технології як ультразвукова ехокардіографія, комп'ютерна рентгенівська томографія, магнітно-резонансна томографія тощо. Устаткування для проведення діагностики дуже дороге, а тому сама діагностика може проводитися у спеціалізованих медичних центрах [2].

У 1819 році французький лікар Лане (René Théophile Huacsinthe Laennec) винайшов і виготовив стетоскоп — пристрій для прослуховування звуків серця. Донедавна стетоскоп був основним інструментом для ранньої діагностики захворювання серця. Сприйняття звукових сигналів діяльності серця за допомогою стетоскопа обмежена частотним і динамічним діапазоном людського слуху, залежить від багатьох суб'єктивних факторів, зокрема від ступеня вміння і навичок медичного працівника. У зв'язку з бурхливим розвитком електронної і мікропроцесорної техніки, методів обробки сигналів, вимірювальної техніки з'явилася можливість значно поліпшити якісні характеристики медичних приладів для аналізу звукових сигналів діяльності серця.

Мета роботи. Розробка алгоритмів обробки сигналів діяльності серця та дослідження способів представлення звуків діяльності серця для їх аналізу з метою діагностики захворювань.

Матеріали і результати досліджень. Звукові сигнали діяльності серця виникають у результаті руху крові через камери серця під час роботи клапанів серця. Такі сигнали, зафіксовані на певному носії інформації, називаються **фонокардіограмою**. При роботі клапанів серця генеруються нестационарні коливання — звуки серця (англ. *heart sound*), а при русі крові по судинам серця — хаотичні коливання (шуми — англ. *murmurs*) [3].

При роботі серця спостерігається чотири види звуків (рис. 1). Перший звук серця *S1* (систолічний) утворюється в результаті скорочення шлуночків і закривання трикуспідального та мітрального клапанів. Другий звук *S2* (діастолічний) утворюється в результаті закривання клапанів легеневої артерії та аорти і відкривання мітрального та трикуспідального клапанів. Крім головних

звуків (тонів) $S1$ і $S2$, у певних випадках спостерігають додаткові — $S3$ та $S4$. Третій звук ($S3$) обумовлена коливаннями крові між коренем аорти та стінки шлуночка. Четвертий звук ($S4$), викликане турбулентністю струменя крові через клапан.

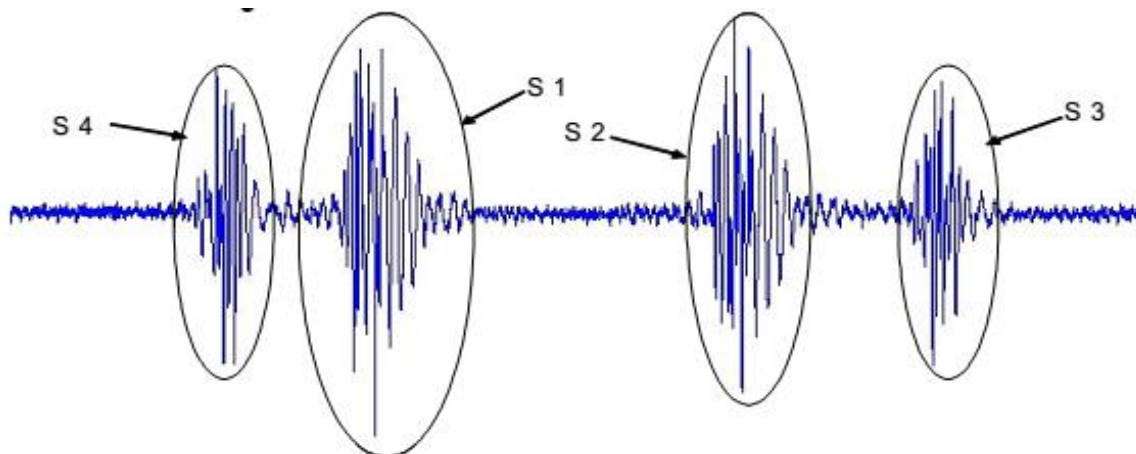


Рисунок 1 – Звуковий сигнал діяльності серця — фонокардіограма

Порушення у нормальній роботі серця відображаються у зміні форми тонів серця і у зміні рівня і характеристик шумів серця, тому аналіз фонокардіограм дає змогу діагностувати причини таких змін, а саме відхилення від нормальної роботи серця, спричинені різноманітними захворюваннями.

Для проведення глибокої і надійної діагностики захворювань слід застосовувати сучасні методи аналізу сигналів, реалізовані на новітніх зразках мікропроцесорної і комп'ютерної техніки. Однією з найважливіших складових цих методів аналізу є способи представлення сигналів. Розглянемо переваги і недоліки методів представлення сигналів, зокрема звукових сигналів діяльності серця.

Перетворення Фур'є (Fourier Transform). У 1882 році Жозеф Фур'є (Joseph Fourier) довів, що довільну періодичну функцію можна розкласти у ряд періодичних комплексних експоненціальних функцій. Пізніше таке перетворення було узагальнено і на неперіодичні функції. Перетворення Фур'є сигналу $s(t)$ має вигляд

$$S(\omega) = F\{s(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)e^{-j\omega t} dt. \quad (1)$$

Комплексна функція $S(\omega)$ називається комплексним спектром сигналу і показує набір коливальних компонент сигналу. Знання спектрального складу сигналів є дуже важливим у багатьох областях. Однак перетворення Фур'є має і істотні недоліки. При перетворенні сигналу у частотну область втрачається залежність його властивостей від часу. У той же час сигнали у багатьох прикладних областях, зокрема фонокардіограми мають істотно нестационарний характер, тобто містять дрейфи, тренди, несподівані зміни, початкові і кінцеві моменти певних компонент. Інформація про такі параметри нестационарного сигналу дуже цінна. Зокрема для фонокардіограм це важливі діагностичні ознаки.

Короткотермінове перетворення Фур'є (Short Time Fourier Transform).

Для подолання недоліків перетворення Фур'є була запропонована його модифікація, яка дістала назву короткотермінове перетворення Фур'є. Ця модифікація полягає у тому, що сигнал $s(t)$ перемножується на вагову функцію $w(t)$, яка ковзає вздовж сигналу, зміщуючись у часі

$$S(\omega, t) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)w(t - \tau)e^{-j\omega\tau}d\tau. \quad (2)$$

Тепер спектр сигналу показує не тільки склад його частотних компонент, а й зміну його характеристик з плином часу.

Вагова функція має скінчену тривалість у часі. Тривалість T вагової функції визначає роздільну здатність короткотермінового аналізу за часом ΔT і частотну роздільну здатність $\Delta\omega$, оскільки вони зв'язані перетворенням Фур'є. Відповідно до принципу невизначеності добуток роздільних здатностей аналізу можна поліпшувати до певної межі $\Delta T \times \Delta\omega \leq 1/4\pi$.

Оскільки тривалість вагової функції $w(t)$ не змінюється під час аналізу, то роздільні здатності короткотермінового перетворення Фур'є як по часу ΔT , так і по частоті $\Delta\omega$, є незмінними. Така властивість є недоліком короткотермінового перетворення Фур'є, тому що у багатьох предметних областях, зокрема при аналізі фонокардіограм, доцільно використовувати керовані роздільні здатності.

Вейвлет-перетворення (Wavelet transform). Аналіз фонокардіограм з керованою роздільною здатністю по частоті і за часом доцільно здійснювати за допомогою вейвлет-аналізу. У вейвлет-аналізі у якості опорних використовуються коливальні функції скінченної тривалості і нульовим середнім значенням, які дістали назву вейвлетів (англ. wavelet — маленька хвиля) [4].

Вейвлет-перетворення сигналу $x(t)$ описується співвідношенням

$$W(s, \tau) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right) dt. \quad (3)$$

де $\psi_{\tau, s}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right)$ — опорна вейвлет-функція; $\psi(t)$ — материнська функція; τ, s — параметри масштабування і зсуву.

Опорні функції вейвлет-аналізу — вейвлети отримують розтягуванням (стискуванням) і зміщенням у часі основної опорної функції, так званої материнської функції (англ. mother function).

Перетворення Уїгнера (Wigner Distribution). Перетворення Уїгнера сигналу $s(t)$ визначається формулою

$$WD(\omega, t) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t - \tau) \cdot s(t + \tau) e^{-j\omega\tau} d\tau. \quad (4)$$

Перетворення Уїгнера є нелінійним перетворенням сигналу і тому забезпечує високу частотно-часову роздільну здатність, але частотно-часове представлення багатоконпонентних сигналів містить перехресні складові (англ.

cross-terms), обумовлені нелінійним характером перетворення. Ці складові знижують роздільну здатність, затемнюють корисний сигнал і тим самим утруднюють правильну інтерпретацію отриманих даних.

Перетворення Гільберта-Хуанга (Hilbert-Huang Transform).

Перетворення Гільберта-Хуанга складається з двох етапів. На першому етапі за допомогою метода емпіричної декомпозиції мод (Empirical Mode Decomposition) сигнал розкладається на складові, які називаються власними внутрішніми коливаннями (Intrinsic Mode Function (IMF)). Після цього, на другому етапі за допомогою перетворення Гільберта на їх основі визначається спектр сигналу у частотно-часовій області.

Власні внутрішні коливання, на які розкладається аналізований сигнал, мають відповідати таким вимогам:

- кількість екстремумів і кількість переходів через нуль мають бути або однаковими, або відрізнятися не більше, ніж на одиницю;
- обвідна кожного власного внутрішнього коливання має нульове середнє значення у будь-якій точці.

Перетворення Гільберта кожного власного внутрішнього коливання, яке здійснюється на другому етапі перетворень, визначається формулою

$$y(t) = \frac{1}{\pi} P \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t - \tau} d\tau. \quad (5)$$

де P — головне значення інтеграла Коші (Cauchy principal value).

На основі перетворення Гільберта $y(t)$ сигналу $x(t)$ отримуємо аналітичний сигнал

$$z(t) = x(t) + jy(t) = a(t)e^{j\varphi(t)}. \quad (6)$$

де

$$j = \sqrt{-1}; \quad a(t) = \sqrt{x^2 + y^2}; \quad \varphi(t) = \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right). \quad (7)$$

Функцію $a(t)$ називають миттєвою амплітудою, а $\varphi(t)$ — миттєвою фазою.

Висновки. Порівняльний аналіз частотно-часового представлення сигналів діяльності серця дає змогу розробляти ефективні алгоритми обробки сигналів для діагностики захворювань серця і застосовувати ці алгоритми у нових сучасних електронних стетоскопах.

Перелік посилань

1. M.E. Tavel, Cardiac auscultation: a glorious past—and it does have a future! Circulation 113 (9) (2006) 1255–1259.
2. Rangayyan, R.M and Lehner, R.J (1988). Phonocardiogram signal analysis: a review. CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering 15 (3), 211-236.
3. M.S. Obaidat, Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison, J. Med. Eng. Technol. 17 (6) (1993) 221–227.
4. R. L. Watrous, "Computer-Aided Auscultation of the Heart: From Anatomy and Physiology to Diagnostic Decision Support," IEEE EMBC, 2006, pp. 140-143.