

## Розділ 8

# Обробка біосигналів у часовій області

Базовою ідеєю обробки біосигналів у часовій області є знаходження в їх формі характерних ділянок з послідовним вимірюванням їх тривалостей та амплітуд. Такі характерні ділянки містять цінну діагностичну інформацію. Задача визначення інформаційно-цінних ознак біосигналів відноситься до загального класу задач розпізнавання образів і базується на методах математичної логіки, евристики, статистичного аналізу або комбінаціях різних методів.

У переважній більшості отримані біосигнали містять багато більше інформації, ніж фактично потрібно для ефективної діагностики стану пацієнта. Це називають надмірністю інформації. Наприклад, щоб діагностувати блокаду лівої ніжки передсердно-шлуночкового пучка за даними ЕКГ, лікар потребує тільки від одного до трьох комплексів ЕКГ із сукупності багатьох звичайно записаних. Але щоб діагностувати певні види серцевих аритмій, іноді потрібні декілька годин реєстрації ЕКГ (наприклад, при холтеровському моніторингу). Таким чином, важливим питанням подальшої обробки біосигналу є

скорочення кількості даних таким чином, щоб стало можливим обчислити діагностично найістотніші параметри.

## 8.1 Аналіз ЕКГ у часовій області

Аналіз ЕКГ у лікарській практиці провадиться майже виключно у часовій області. Передумовою для цього є (з технічного боку) досконалість сигналів ЕКГ (тобто їх достатній динамічний діапазон та мінімум артефактів). Звичайно розрізняють три взаємно пов'язані задачі:

1. Розпізнавання деяких первинних характеристичних складових ЕКГ. В обраному сегменті ЕКГ його елементи ділять на ті, які належать до ізолінії та на ті, що репрезентують хвилі, комплекси та інші графоелементи, які мають (або припускається, що мають) відповідне діагностичне значення.
2. Квантифікація графоелементів. Обчислюють (або оцінюють візуально) кривизну ліній, інтервали хвиль та комплексів, вимірюються їх амплітуди, тощо. Важливим є вимірювання окремих кардіоінтервалів. У найпростішому випадку на одному періоді ЕКГ встановлюють відому кількість характеристичних точок (на рис. 8.1 наведено 24 характеристичних точки). Точки обирають так, щоб вони визначали координати, з яких можна обчислити тривалості інтервалів та амплітуди графоелементів із заданого сегмента ЕКГ.
3. На базі відповідним чином встановлених ознак проводять класифікацію до відповідних діагностичних класів. При класифікації алгоритми послідовно розгалужуються і тим моделюють логічні міркування лікаря. Ясно, що прийняття рішення за допомогою ЕОМ (при цьому вживають більш, ніж 400 параметрів) дозволяє суттєво більш детально і швидко класифікувати пацієнта, ніж при візуальній

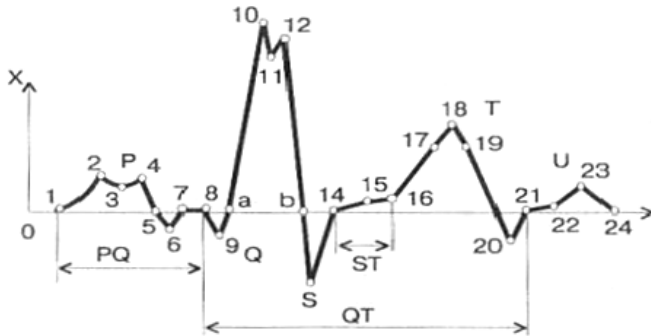


Рис. 8.1 – Характеристичні точки на ЕКГ

оцінці ЕКГ навіть кваліфікованим лікарем. Створення алгоритму класифікації потребує тісного співробітництва з лікарем (включаючи також і оцінку одержаних результатів). Це вірно і для автоматичного розпізнавання та класифікації усіх інших біосигналів.

Для автоматичного аналізу ЕКГ звичайно вживають 12 стандартних відведень (три Ейнтховсові, Гольдбергові  $aVF$ ,  $aVR$ ,  $aVL$  та шість грудних  $V_1 - V_6$ ). Амплітуду поодиноких графоелементів встановлюють з похибкою, не більшою  $\pm 5\%$ . Похибка визначення інтервалів часу не повинна перевищувати  $10\%$ .

Для аналізу QRS-комплексу та хвиль P і T у деяких установках також обчислюють відповідні площі над та під ізолініями (рис. 8.2) та визначають швидкість зміни напруги у районі QRS-комплексу  $S_{SR}$  та в області хвилі T  $S_T$ .  $S_{SR}$  обчислюють як відношення амплітуди QRS-комплексу до тривалості міжпікового значення напруги. Швидкість зміни T-хвилі звичайно обчислюють як відношення амплітуди хвилі до часу половини її тривалості. Для діагностики шеругу кардіозахворювань велике значення має крутизна ST-сегмента (на рис. 8.1 вона визначена

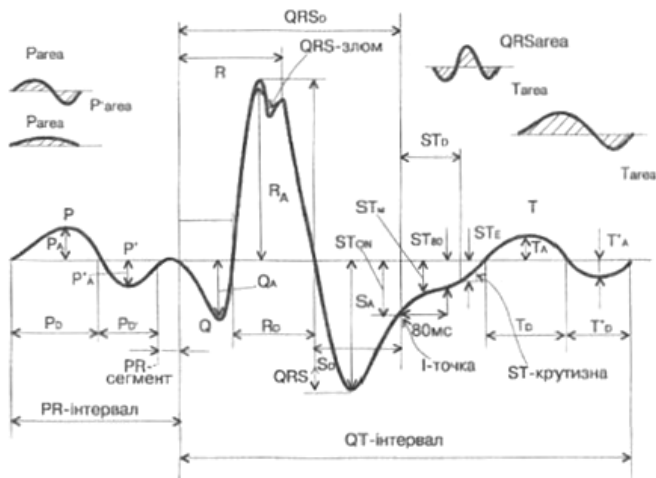


Рис. 8.2 – Характеристичні інтервали та амплітуди на ЕКГ

кутом, який утворює відрізок між характеристичними точками 14 - 16 та віссю часу).

Щоб легше виділяти окремі складові сигналу (наприклад, хвилі) в кардіології використовують при обробці триканальної ЕКГ множник граничної форми ( $k$ ):

$$M(k) = C_1 \sum_{i=1}^3 x'_i(k) + C_2 \sum_{i=1}^3 x''_i(k),$$

де  $k$  – номер елемента шерегу даних;  $x'(k) = (k + 1) - (k - 1)$  – перша похідна за часом;  $x''(k) = (k + 2) - 2(k) + (k - 2)$  – друга похідна за часом;  $C_1, C_2$  – константи.

**Встановлення екстремумів ЕКГ.** Для II відведення, якщо ЕКГ в нормі, вірно:  $\text{sign } P \neq \text{sign } Q$ ;  $\text{sign } Q \neq \text{sign } R$ ;  $\text{sign } R \neq \text{sign } S$ ;  $\text{sign } S \neq \text{sign } T$ .

Спрощений підхід:

1. Програмно в першу чергу знаходять найбільше значення ЕКГ-сигналу на усьому періоді або на даному сегменті.

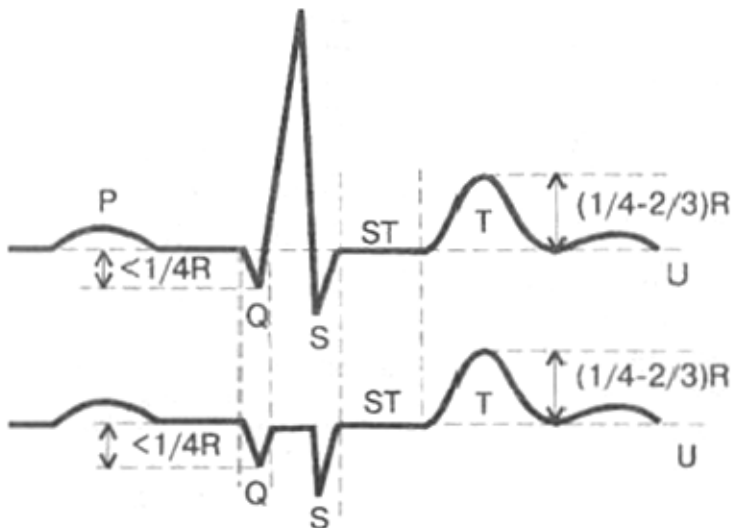


Рис. 8.3 – Початковий та проміжний сигнали ЕКГ

2. Далі усі значення сигналу навколо максимуму вважають нульовими, якщо вони не мають зворотного знаку. Результатом є одержання допоміжного сигналу (в нижній частині рис.3.18);
3. Підхід повторюють не менше 5 разів
4. Цим обчислюють часові моменти окремих екстремумів сигналу. Якщо вживали рівномірну дискретизацію, тоді для відомої тривалості періоду сигналу та кількості дискретів  $N$  (на періоді) легко визначити, який час пройшов від початку періоду до моменту екстремума (тобто до відповідного індекса). Наприклад, для індекса  $T_R$  час, що відповідає піку хвилі  $R$

$$t_r = \frac{T_R \cdot T}{N}.$$

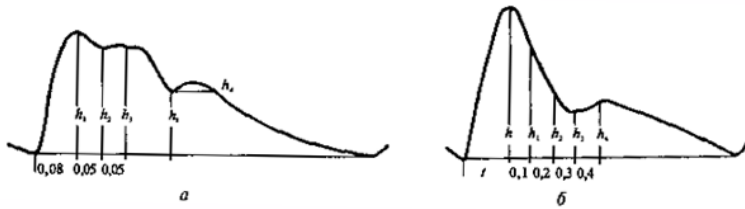


Рис. 8.4 – Ілюстрація методики контурно-часового аналізу сфігмограм центральних (а) і периферійних (б) артерій, запропонованої А. Д. Валтнерісом

## 8.2 Контурно-часова методика

Враховуючи відмінності у формі сигналів, до них застосовують контурно-часовий аналіз, який дозволяє визначити низку важливих показників саме по контурах сигналу. Недоліком такої методики є обчислення показників-компонент саме за контуром сигналу за один період тоді, коли наявні порушення в роботі того чи іншого органа можуть бути виявлені в наступних періодах. Тому контурно-часова методика застосовується в нескладних сигналах, а саме для сфігмограм центральних і периферійних артерій [22]. Відомо два способи вимірювання параметрів сфігмограм, які дозволяють досить чітко стандартизувати процес обробки цих сигналів. Перший призначається для обробки центральних сфігмограм, зареєстрованих на сонній, скроневій, підключичній артеріях (рис. 8.4, а).

При цьому визначаються такі параметри:

1. тривалість анакроти в секундах ( $t_1$ ) і висота систолічної частини сфігмограми ( $h_1$ ) на рівні вершини основної хвилі, тобто в момент часу  $t_1$  (у випадку труднощів з визначенням часу  $t_1$  вважають, що  $t_1 = 0,08$  с);
2. вимірюють параметр  $t_2 = \frac{t_3 - t_1}{2}$  і  $t_1$  — час катакротичного підйому (якщо виникають труднощі з визначенням цих

показників, тоді вважають, що  $t_2 = t_1 + 0,05$  і  $t_3 = t_1 + 0,1$ );

3.  $h_2$  — висота систолічної частини кривої в момент  $t_2$  і  $h_3$  — висота катакрати систолічної частини кривої у момент  $t_3$ ;
4. час мінімуму інцизури ( $t_4$ ) та висота інцизури в її найнижчій точці ( $h_4 = h_4$ );
5. час піку дикротичної хвилі ( $t_5$ ) та миттєве значення дикротичної хвилі ( $h_d$ ), яке відміряється від рівня інцизури, тобто амплітуда дикротичної хвилі дорівнює  $h_5 = h_d + h_4$ ;
6. ці миттєві значення кривих оцінюються у процентах до максимальної висоти сфигмограми, тобто до  $h_1$ .

Другий спосіб використовується при аналізі периферійних сфигмограм, які зареєстровані на променевій, гомілковій артеріях та на тильній артерії стопи (рис. 8.4, б).

При дослідженні як центральних, так і периферійних сфигмограм обов'язково визначають початковий момент ( $t_0$ ), коли висота систолічної частини кривої  $h_0$  є мінімальною. Параметри  $t_0$  і  $h_0$  приймають як рівні нулю та вважають їх за початок відліку імпульсу сфигмограми. Вимірюють також кінцевий момент часу ( $t_6$ ), коли діастолічна частина кривої мінімальна, ( $h_6 = 0$ ). За величинами параметрів  $t_0$  і  $t_6$  визначають тривалість одного імпульсу сфигмограми або період проходження імпульсів ( $T = t_6 - t_0$ ).

Далі за допомогою методу кусково-лінійної апроксимації сфигмографічний імпульс представляється таким виразом:

$$H(t) = \sum_{i=1}^6 H_i(t) = \sum_{i=1}^6 (k_{1i}t + k_{2i}), \quad t \in (t_{i-1}, t_i),$$

де

$$k_{1i} = \frac{h_i - h_{i-1}}{t_i - t_{i-1}}, \quad k_{2i} = \frac{h_{i-1} - h_i t_{i-1}}{t_i - t_{i-1}}.$$

Форма лінеаризованого імпульсу показана на рис. 8.5.

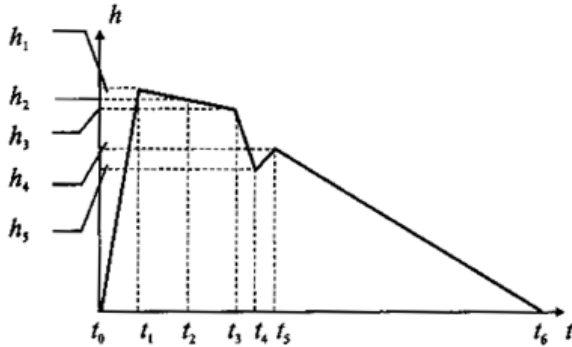


Рис. 8.5 – Лінеаризований імпульс сфигмограми, який отримано за методикою контурно-часового аналізу

Даний метод відбиває основні особливості форми імпульсу сфигмограми у вигляді векторів контурних  $\overline{H}$  та часових  $\overline{T}$  параметрів. Для центральних сфигмограм вектори контурних і часових параметрів є такими:

$$\overline{H} = (\overline{h_1, h_2, f_3, h_i, h_d}) \quad i = (\overline{t_a, t_a + 0, 05, t_a + 0, 1})$$

а для периферійних сфигмограм:

$$\overline{H} = (\overline{h, h_1, h_2, f_3, h_4}) \quad i = (\overline{t, t + 0, 1, t + 0, 2, t + 0, 3, t + 0, 4}) .$$

За допомогою контурно-часової методики можна зробити дослідження вікових змін форми сфигмограм центральних та периферійних артерій, а також встановити зв'язок фізичної активності з формою пульсограми, тобто вплив фізичної активності людини на процес старіння артеріальної системи.