

Апроксимація Параметричними Сплайнами для Ущільнення Інформації Електрокардіограми у Трьох Ортогональних Відведеннях

В.В. Вишневський

К.т.н., провідний науковий співробітник
Інститут проблем математичних машин і систем НАН
України
Київ, Україна
vit@immsp.kiev.ua

Т.М. Романенко

Науковий співробітник
Інститут проблем математичних машин і систем НАН
України
Київ, Україна
romanenko@immsp.kiev.ua

Approximation by Parametrically Specified Splines for Consolidation of Electrocardiogram in Three Orthogonal Leads Information

V.V. Vishnevsky

Ph.D., Senior researcher
Institute of Mathematical Machines and Systems of NASU
Acad. Glushkova Avenue, 42, Kyiv, Ukraine
vit@immsp.kiev.ua

T.M. Romanenko

Scientific researcher
Institute of Mathematical Machines and Systems of NASU
Acad. Glushkova Avenue, 42, Kyiv, Ukraine
romanenko@immsp.kiev.ua

Анотація—обговорюється алгоритм обчислення коефіцієнтів параметричного сплайну, що апроксимує QRS-комплекс електрокардіограми (ЕКГ) у трьох ортогональних відведеннях. Алгоритм використовується для попередньої обробки ЕКГ для подальшої її класифікації за допомогою нейромережі.

Abstract—an algorithm for computing the coefficients of a parametrically specified spline which approximates the QRS-complex of the electrocardiogram (ECG) in three orthogonal leads is discussed. The algorithm is used to pre-process the ECG for further classification using a neural network.

Ключові слова—електрокардіограма (ЕКГ); QRS-комплекс; апроксимація; параметричний сплайн; класифікація; нейромережа.

Keywords—electrocardiogram (ECG); QRS-complex; approximation; cardinal spline; classification; neural network.

I. ВСТУП

Електрокардіографія, як відомо, є рутинним методом діагностики стану серцево-судинної системи людини. Останнім часом на ринку медичного обладнання з'явилися мобільні кардіографи, які дозволяють будувати телемедичні системи на базі використання смартфонів та

планшетів. Побудова таких систем, у свою чергу, робить актуальними задачі експертної оцінки кардіограми за діагностичними ознаками, а також задачу ідентифікації пацієнта за його ЕКГ. З точки зору інформаційної системи і задача діагностики, і задача ідентифікації можуть бути зведені до задачі класифікації нейромережею. В даній роботі розглядається процедура ущільнення інформації, що міститься в електрокардіограмі, та виділення інформаційних ознак, що можуть бути використані нейромережею безпосередньо для класифікації. Програмна реалізація алгоритмів, що описані в цій роботі, використовуються нами для автоматичної ідентифікації пацієнта за його ЕКГ.

II. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

Стандартна електрокардіограма містить 12 відведень, тобто 12 сигналів. Ці 12 сигналів можуть бути перетворені на три ортогональні відведення та розмічені на цикли та елементи циклів за допомогою спеціальних алгоритмів [1]. Окрім стандартної електрокардіограми на 12 відведень існує також електрокардіограма за Франком, с такою схемою накладення електродів, яка дозволяє одразу отримати три ортогональні відведення. Електрокардіограма в ортогональних відведеннях може

бути представлена в фазовому просторі координат у вигляді вектор-кардіограми [2, 3].

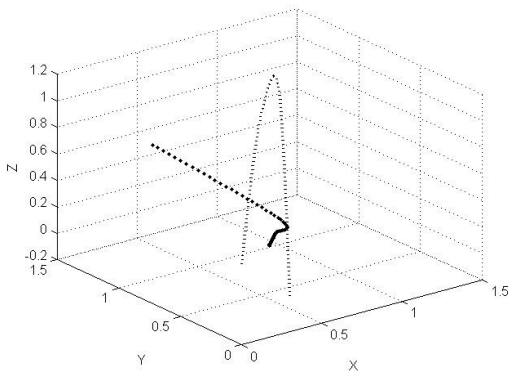


Рис. 1. QRS-комплекси електрокардіограм двох пацієнтів, представлені у вигляді тривимірних дуг

Після розмічення ЕКГ у кожному її циклі візьмемо частину, що відповідає QRS-комплексу. Маючи три відведення, можемо представити її у вигляді тривимірної дуги (рис. 1, 2). Кількість точок у такій дузі достатньо велика, до того ж не однакова для різних ЕКГ. Тому безпосередньо використати координати цих точок як параметри для класифікації ЕКГ за допомогою неймережі неможливо: по-перше, велика кількість параметрів потребує значного обсягу даних для навчання неймережі, по-друге, кількість параметрів має бути однаковою для всіх дуг, що класифікуються.

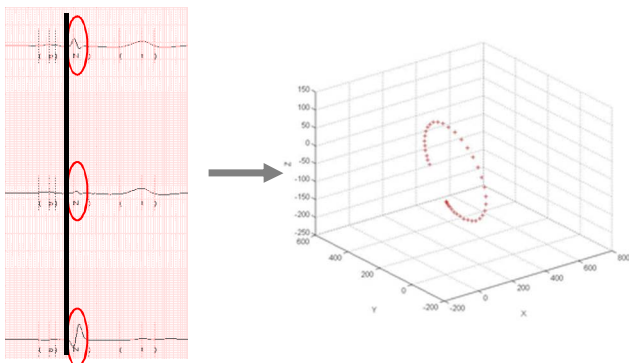


Рис. 2. Три ортогональних відведення ЕКГ та тривимірна дуга, що їм відповідає

Апроксимувавши тривимірну дугу, що відповідає QRS-комплексу, параметричними сплайнами, отримуємо значно меншу кількість точок, які характеризують форму кривої. Для апроксимації можна використати канонічний сплайн (cardinal spline) або криву Безьє [4, 5].

В подальшому класифікація неймережею виконується для координат контрольних точок параметричного сплайна, кількість яких може бути обмежена, наприклад, чотирма.

III. ОПИС АЛГОРИТМУ

Тож, вихідними даними маємо дискретні відліки тривимірної дуги кривої, яка є частиною ЕКГ у трьох відведеннях, що відповідає QRS-комплексу: $X = \{x(m)\}$, $Y = \{y(m)\}$, $Z = \{z(m)\}$. Нам необхідно класифікувати форму цієї дуги.

Вихідні дані можна замінити аналітичними кривими, які добре збігаються за формою з тривимірною кривою, що відповідає QRS-комплексу, але водночас є інваріантними щодо кількості відліків та масштабу. Ці аналітичні криві задаються функціями $x(k)$, $y(k)$, $z(k)$, які є поліномами r -ого степеня від параметра k :

$$x(k) = a_0k^r + a_1k^{r-1} + \dots + a_{r-1}k + a_r,$$

$$y(k) = b_0k^r + b_1k^{r-1} + \dots + b_{r-1}k + b_r,$$

$$z(k) = c_0k^r + c_1k^{r-1} + \dots + c_{r-1}k + c_r,$$

Вибір r -ого степеня поліномів залежить від складності дуги, що має бути апроксимованою.

В цій роботі буде описано використання для апроксимації тривимірної дуги, що відповідає QRS-комплексу електрокардіограми, канонічного сплайна (cardinal spline) третього порядку.

Канонічний сплайн (cardinal spline) – це поліном третього порядку, який можна записати параметричним

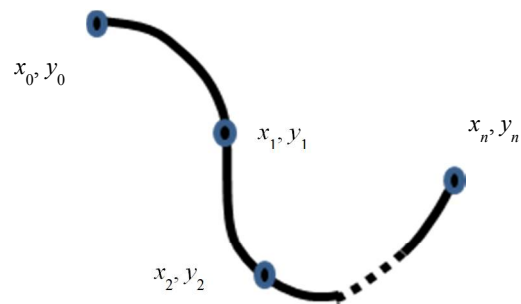


Рис. 3. Канонічний сплайн

рівнянням загального вигляду:

$$x(t) = a_x t^r + b_x t^{r-1} + c_x t + d_x,$$

$$y(t) = a_y t^r + b_y t^{r-1} + c_y t + d_y,$$

$$z(t) = a_z t^r + b_z t^{r-1} + c_z t + d_z,$$

де t – параметр, який змінюється у проміжку $[0, 1]$.

Для випадку канонічного сплайна з чотирма контрольними точками коефіцієнти рівнянь можна обчислити за формулами:

$$a_x = T(x_2 - x_0) + T(x_3 - x_1) + 2x_1 - 2x_2,$$

$$\begin{aligned}
a_y &= T(y_2 - y_0) + T(y_3 - y_1) + 2y_1 - 2y_2, \\
a_z &= T(z_2 - z_0) + T(z_3 - z_1) + 2z_1 - 2z_2, \\
b_x &= -2T(x_2 - x_0) - T(x_3 - x_1) - 3x_1 + 3x_2, \\
b_y &= -2T(y_2 - y_0) - T(y_3 - y_1) - 3y_1 + 3y_2, \\
b_z &= -2T(z_2 - z_0) - T(z_3 - z_1) - 3z_1 + 3z_2, \\
c_x &= T(x_2 - x_0), \\
c_y &= T(y_2 - y_0), \\
c_z &= T(z_2 - z_0), \\
d_x &= x_1, \\
d_y &= y_1, \\
d_z &= z_1,
\end{aligned}$$

де $x_0, y_0, z_0, x_1, y_1, z_1, x_2, y_2, z_2, x_3, y_3, z_3$ – координати чотирьох контрольних точок $P_0(x_0, y_0, z_0), P_1(x_1, y_1, z_1), P_2(x_2, y_2, z_2)$ і $P_3(x_3, y_3, z_3)$;

T – коефіцієнт натягнення (зазвичай дорівнює 0,5).

Канонічний сплайн плавно проходить через усі свої контрольні точки (рис. 3).

Для тривимірної дуги, що потрібно апроксимувати, знаходимо таку криву, яка щонайкраще передасть її форму. Це означає, що потрібно обчислити координати контрольних точок кривої, отже, коефіцієнти сплайна. Таким чином тривимірна дуга буде представлена вектором v , компонентами якого є координати контрольних точок канонічного сплайна:

$$v = \{x_n, y_n, z_n\},$$

Мірою подібності канонічного сплайна та вихідної тривимірної дуги будемо використовувати оцінку площі фігури, обмеженої контуром, що утворений цим сплайном та ламаною лінією, яка з'єднує точки вихідної тривимірної дуги $S(G, P)$. Тоді пошук сплайна, який щонайкраще апроксимує вихідну тривимірну дугу, полягатиме в обчисленні оптимальних коефіцієнтів v_{opt} , при яких значення оцінки площі буде мінімальним:

$$v_{opt} = \arg \min_v S(G, P),$$

де G – точки вихідної тривимірної дуги $g_m(x_{gm}, y_{gm}, z_{gm})$;

P – точки канонічного сплайна $p_m(x_{pm}, y_{pm}, z_{pm})$;

$m = 0, M$;

M – кількість точок у вихідній тривимірній дузі.

Мінімізації міри подібності досягаємо методом градієнтного спуску.

Наведемо загальний алгоритм ітераційної процедури апроксимації тривимірної дуги, що відповідає QRS-комплексу електрокардіограми, параметричним канонічним сплайном з використанням методу градієнтного спуску.

На початку алгоритму маємо довільне наближення сплайна до вихідної тривимірної дуги. Оцінюємо міру подібності та виконуємо один крок ітерації: змінюємо координати контрольних точок канонічного сплайна в одному з можливих напрямків. Яку координату змінювати, обираємо, розрахувавши, який з напрямків дасть найкращу зміну міри подібності, тобто найкраще зменшення оцінки площі. Це відбувається у напрямку градієнта. Повторюємо оцінку міри подібності та виконуємо новий крок у напрямку градієнтного спуску. Таку процедуру повторюємо, доки оцінка міри подібності не стане меншою за деяке попередньо задане значення ϵ . Можлива ситуація, коли відсутня збіжність ітераційного алгоритму. У цьому

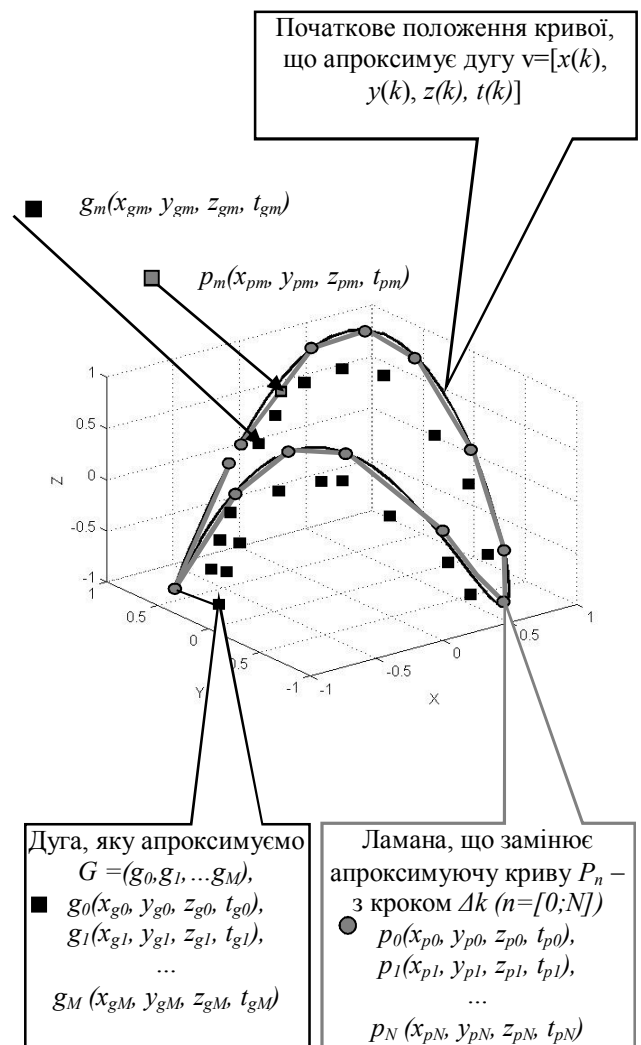


Рис. 4. Апроксимація тривимірної дуги

випадку є блокування: кількість ітерацій обмежена.

Графічна інтерпретація алгоритму наведена на рис. 4.

IV. ПЕРЕВІРКА МЕТОДУ

Для перевірки алгоритму був проведений модельний експеримент, у якому виконувалась класифікація ЕКГ для декількох пацієнтів. Для цього ЕКГ були зареєстровані, попередньо оброблені та розділені на елементи кардіоциклів. З цих вихідних даних були сформовані тривимірні дуги, що відповідають QRS-комплексам у трьох відведеннях. Далі ці дуги апроксимовані канонічними сплайнами (рис. 5). Наступним кроком є прийняття рішення про приналежність електрокардіограми до одного з класів, тобто одному з пацієнтів. Воно приймається за результатами порівняння координат точок, що відповідають за форму апроксимуючого сплайна, за допомогою нейромережі.

Для експерименту зареєстрували електрокардіограми різних людей, функціонально здорових, віком від 25 до 55 років, чоловічої і жіночої статі. Дослідження проводились у різний час доби, пацієнти знаходились у різному

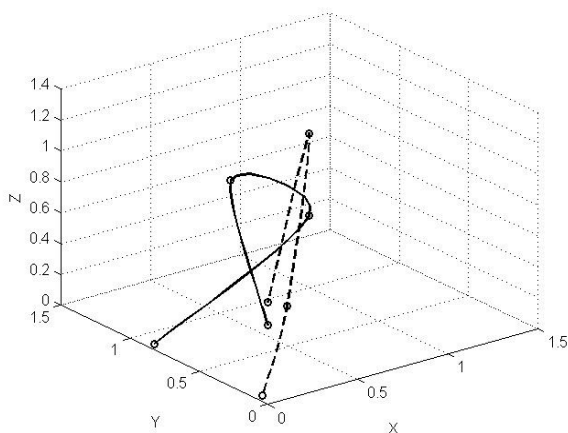


Рис. 5. Результати апроксимації ЕКГ у трьох відведеннях двох людей

емоційному та фізичному стані. Для кожної персони були зареєстровані по 10 електрокардіограм.

Була проведена попередня обробка даних. Для кожної електрокардіограми виконані такі дії: перетворення 12 відведень на три ортогональні відведення, розділення сигналу на кардіоцикли, виділення у кожному з них QRS-комплексу. На наступному етапі визначили репрезентативний цикл електрокардіограми за допомогою метрики Хаусдорфа. Далі всі тривимірні QRS-комплекси

електрокардіограми апроксимували канонічними сплайнами. Після цього за форму кожного QRS-комплексу відповідають по чотири контрольні точки канонічного сплайну.

Для класифікації апроксимованих електрокардіограм використовували нейромережу. Вихідні ЕКГ розподіляли на два класи. Провели два варіанти експерименту. Виконували попарну класифікацію, тобто електрокардіограми кожного пацієнта порівнювали з кожним, а також класифікацію «один до всіх» - електрокардіограми кожного пацієнта розрізняли з-поміж електрокардіограм решти пацієнтів. В обох варіантах навчання нейромережі виконувалось на одній з електрокардіограм пацієнта, а решта дев'ять - використовувались для ідентифікації. Навчання виконувалось за всіма циклами кардіограми, а класифікація - за репрезентативним циклом.

У ході експерименту ЕКГ були успішно розділені на класи, що відповідають різним пацієнтам. Правильне рішення про приналежність електрокардіограми було прийняте у приблизно 97% випадків.

V. ВИСНОВКИ

Виконання апроксимації тривимірної дуги параметричними сплайнами для трьох відведень електрокардіограми дозволяє побудувати систему ознак, що будуть чутливі до форми цієї дуги. Таку систему ознак зручно використовувати для подальшої класифікації за допомогою нейромережі, що необхідно як при розв'язанні задачі ідентифікації пацієнта, так і при проведенні діагностики.

ЛІТЕРАТУРА REFERENCES

- [1] И.А. Чайковский. Анализ электрокардиограммы в одном, шести и двенадцати отведениях с точки зрения информационной ценности: электрокардиографический каскад // Клиническая Информатика и Телемедицина. – 2012. – № 2. – С.102-106.
- [2] L.S. Fainzilberg. Computer Analysis and Recognition of Cognitive Phase Space Electrocardiographic Image / Fainzilberg L.S., Potapova T.P. // Proceeding of 6th International Conference on Computer analysis of Images and Patterns (CAIP-95). – Prague, 1995. – P. 668-673.
- [3] В.В. Вишневецький, Т.М. Романенко, Л.А. Кізуб. Біометрична ідентифікація за допомогою електрокардіограми // П'ята міжнародна науково-практична конференція "Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія" ІТКІ 2015. – Івано-Франківськ. – 2015. – С. 130-131
- [4] В.Г. Калмыков, В.В. Вишневецький, Т.М. Романенко. Апроксимация плоских и пространственных кривых параметрически заданными сплайнами // Матеріали міжнародної наук.-практ. конф. "Системи підтримки прийняття рішень. Теорія і практика (СППР 2015)". - Київ: ІПММС НАНУ, 2015. – С. 165-169
- [5] В.В. Вишневецький, В.Г. Калмыков, Т.М. Романенко. Апроксимация одно-, дву- и трехмерных дуг кривых параметрическими сплайнами // Математичні машини і системи. – 2015. – №4. – С.57-64.