

РОЗРОБКА МЕТОДІВ І АЛГОРИТМІВ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРО- КАРДІОГРАМИ

В даній статті висвітлено ряд важливих питань, а саме пошук альтернативного підходу до обробки ЕКГ. В результаті у ході виконання роботи були побудовані дві моделі ідеальної ЕКГ, які аналізувались та оброблялись двома різними програмними середовищами, що дозволило обрати ефективний модуль для обробки ЕКГ

Ключові слова: ЕКГ, холтерівське монітування, частота серцевих скорочень, вейвлет-перетворення, експертна система, Matlab, Vision

В данной статье рассмотрен ряд важных вопросов, а именно поиск альтернативного подхода к обработке ЭКГ. В результате в ходе выполнения работы были построены две модели идеальной ЭКГ, которые анализировались и обрабатывались двумя различными программными средами, что позволило выбрать эффективный модуль для обработки ЭКГ

Ключевые слова: ЭКГ, холтеровское мониторирование, частота сердечных сокращений, вейвлет-преобразование, экспертная система, Matlab, Vision

О. М. Омельчук*

E-mail: omelchuk_olesya@ukr.net

І. В. Максимчук

Кандидат технічних наук, доцент*

E-mail: ivan.makas@gmail.com

О. В. Осадчий

Асистент*

E-mail: medprilad@ukr.net

*Кафедра виробництва приладів

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут»

пр-т Перемоги, 37, м. Київ, Україна, 03056

1. Вступ

Холтерівське монітування ЕКГ, артеріального тиску (АТ) - це один з найбільш інформативних, безпечних, безболісних, доступних, неінвазивних методів функціональної діагностики, при якому запис ЕКГ, АТ здійснюється безперервно протягом доби. Для цього використовується спеціальний прилад, що носить пацієнтом на тілі, і що дозволяє йому здійснювати звичайні дії протягом доби - холтер. Сучасний холтер дає змогу ефективно збирати інформацію про стан хворого шляхом цілодобового монітування.

Холтер рекомендований пацієнтам зі скаргами на серцебиття і перебої в роботі серця. За його допомогою можна виявити безболісову ішемію, порушення провідності та серцевого ритму, а також дати оцінку ефективності лікування серцево-судинних захворювань.

Основні показання для проведення холтерівського монітування ЕКГ:

- оцінка симптомів, які можуть бути пов'язані з порушенням серцевого ритму та провідності;
- верифікація ризику у пацієнтів із структурними захворюваннями серця без симптомів аритмії;
- оцінка ефективності лікування аритмій серця;
- оцінка функції імплантованих пристроїв;
- діагностика та оцінка ефективності лікування ішемії міокарда.

2. Актуальність теми

Комп'ютерний аналіз електрокардіограм (ЕКГ) знаходить все більше застосування в кардіологічній

практиці. В той же час існуючі комп'ютерні системи все ще не забезпечують необхідну достовірність результатів діагностики [1].

Така ситуація перш за все обумовлена недоліками при розпізнаванні інформативних фрагментів ЕКГ [2].

Ряд останніх досліджень показує, що навіть у здорових людей у стані спокою серцевий ритм схильний до значних коливань, які не обов'язково являються передвісником яких-небудь патологій організму [3].

При зміні частоти серцевих скорочень (ЧСС) відбуваються неоднакові зміни тривалості окремих фрагментів ЕКГ, що істотно ускладнює морфологічний аналіз реальних ЕКГ у часовій області. Саме тому увагу фахівців спрямовано на пошук альтернативних підходів обробки ЕКГ [4].

3. Комп'ютерна обробка ЕКГ у часовій області

Точний математичний опис реальних електродинамічних закономірностей, що відбуваються в об'ємі серця, досі не отримано [5]. Однак при певних припущеннях серце можна розглядати як одне точкове джерело струму (серцевий диполь), що створює електричне поле в об'ємному провіднику (тілі), що його оточує.

Це поле може бути зареєстровано за допомогою електродів, розташованих на певних точках поверхні тіла.

ЕКГ являє собою запис сигналу, що несе інформацію про зміни в часі сумарного електричного потенціалу, що виникає в серцевому м'язі за рахунок рухів іонів через м'язову мембрану (рис. 1) [9].

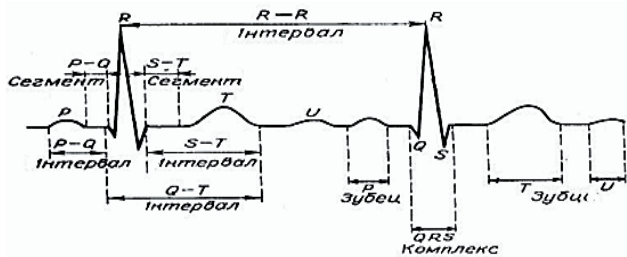


Рис. 1. Фрагменти нормальної ЕКГ в одному відведенні

Дамо коротку характеристику інформативних фрагментів ЕКГ [6]. Зубець Р утворюється внаслідок збудження передсердь. Сегмент Р - Q зазвичай розташовується на нульовій лінії (ізолінії) і відповідає часу проходження збудження по так званому атриоventрикулярному (передсердно-шлуночковому) з'єднанню. Комплекс QRS відображає складний процес збудження (деполяризації) шлуночків. Початковий зубець Q реєструється під час збудження лівої частини міжшлуночкової перегородки. Зубець R (частіше за все найбільш виражений зубець ЕКГ), зумовлений збудженням основної маси міокарда лівого і правого шлуночків. Зубець S в основному зумовлений збудженням основи лівого шлуночка. Інтервал S - Т називається кінцевою частиною шлуночкового комплексу і відображає реполяризацію шлуночків. Він розділяється на сегмент ST, що відображає період згасання збудження шлуночків, і зубець Т, форма якого відображає процес швидкої реполяризації шлуночків. Інколи за зубцем Т слідує невеликий закруглений зубець U, походження якого досі не встановлено. Інтервал Т - Р від закінчення зубця Т і до початку зубця Р наступного циклу ЕКГ відповідає діастолі (розслабленню) серця [8].

4. Постановка задачі

По часовим і амплітудним характеристикам піків і інтервалів можливо визначити наявність тих чи інших відхилень у досліджуваного пацієнта. Найбільш важливу інформацію несе пік R, зокрема, саме з цього піку можна знайти ЧСС.

Залежно від конфігурації електродів на тілі пацієнта розрізняють, так звані, відведення. У медичній практиці використовуються 12 стандартних відведень, 8 з яких лінійно незалежні, а ще 4 є їх лінійною комбінацією.

В лінійних методах для визначення тимчасових характеристик ЕКГ (тобто для розв'язання задачі ідентифікації) зазвичай використовують друге відведення.

Під завданням ідентифікації, зазвичай, розуміють обчислення тимчасових положень піків. Також визначають частоти, присутні в сигналі, наприклад, присутність в сигналі

певних високочастотних компонент може свідчити про відхилення в роботі серця.

Тому з'явилася необхідність використання методів частотного аналізу, одним з яких є вейвлет-перетворення.

Різноманіття форм реальних ЕКГ, відсутність чітких меж між окремими фрагментами та зміни амплітудно-часових параметрів форми однотипних фрагментів ускладнюють побудову ефективних алгоритмів обробки ЕКГ сигналу у часовій області. Навіть рішення, задачі розділення ЕКГ на окремі цикли вимагає залучення досить складних алгоритмів виявлення QRS-комплексів [6].

Ще більш серйозні проблеми викликає задача побудови ефективних алгоритмів усереднення ЕКГ циклів у часовій області. Спостереження показують, що при зміні ЧСС не тільки змінюється загальна тривалість циклів, але і співвідношення тривалостей окремих фрагментів цих циклів. Тому тривалість комплексу QRS в меншій мірі пов'язана зі зміною ЧСС, ніж з тривалістю зубців Р і Т [4].

Тож для коректної оцінки еталона потрібно поєднати в часі окремі фрагменти циклів, які усереднюються, що значно ускладнює алгоритми обробки ЕКГ у часовій області.

Для вироблення підходів до автоматичної ідентифікації порушень в роботі серця необхідно побудувати модель еталонного сигналу, аналіз моделі допоможе швидко визначити ефективність і доцільність застосування відповідних програмних засобів.

5. Принцип побудови експертної системи

Експертна система (ЕС) проектується таким чином, щоб забезпечити високу достовірність виявлення та вимірювання параметрів елементів ЕКГ (інтервалів, сегментів, комплексів), на підставі яких здійснюється постановка діагностичного висновку.

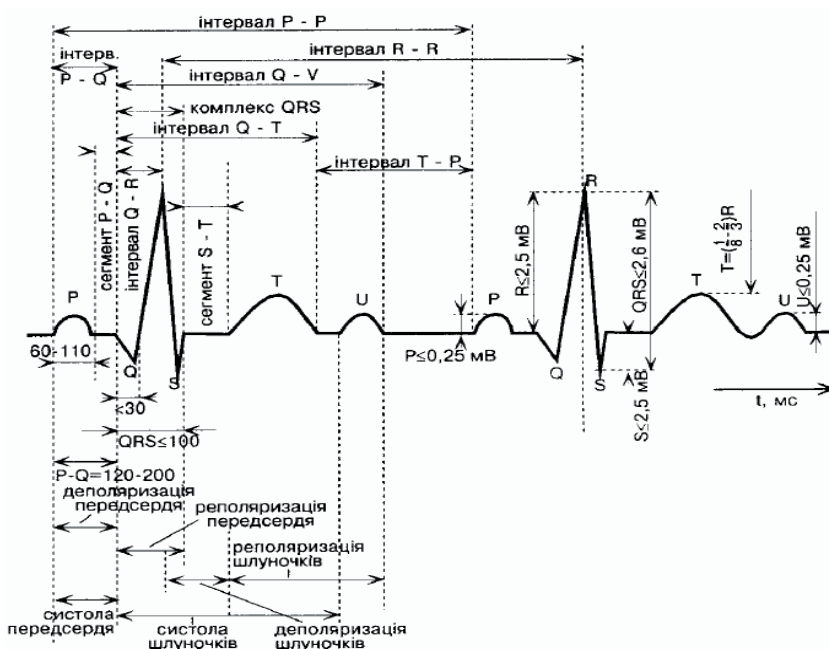


Рис. 2. Компоненти ЕКГ і їх нормальні величини

Умовно роботу (ЕС) поділяють на наступні три етапи:

1. Згладжування і фільтрація ЕКГ.
2. Виявлення і вимірювання характерних елементів ЕКГ.
3. Постановка діагностичних висновків. [2,3].

Більш докладно це виглядає таким чином. Експертна система будується за принципом послідовності розшифровки ЕКГ і постановки діагнозу, за рахунок порівняння реальної ЕКГ з моделлю сигналу ЕКГ [10].

Вихідними даними є еталонної моделі сигналу, в яких наведено нормальні значення тривалості інтервалів серцевого циклу, в залежності від ЧСС, амплітуд піків рис. 2). [7].

На підставі порівняння отриманих результатів і наявних відомостей робиться висновок про можливий діагноз.

6. Побудова моделі ідеальної ЕКГ

В результаті у ході виконання роботи були побудовані дві моделі ідеальної ЕКГ. Перша - для системи Matlab. Друга - в рамках специфікації комп'ютерного кардіологічного комплексу для аналізу ЕКГ людини (для модуля "Vision"). В обох випадках модель являє собою одномірний масив чисел, з частотою дискретизації 225 Гц. Тривалість обрано з розрахунку 2-4 серцевих скорочення.

В системі Matlab з використанням стандартних засобів даної системи побудована модель двох скорочень серцевого м'яза.

Графічно вона має такий вигляд (рис. 3):

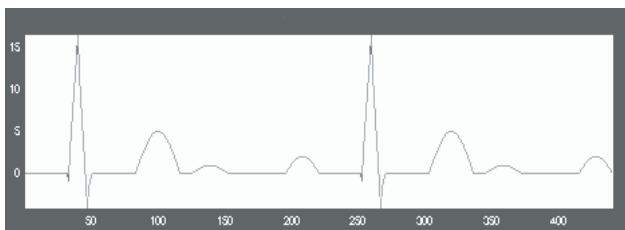


Рис. 3. Модель ЕКГ в системі Matlab

Результати застосування апарату безперервного вейвлет-перетворення до даної моделі виглядають наступним чином (рис. 4):

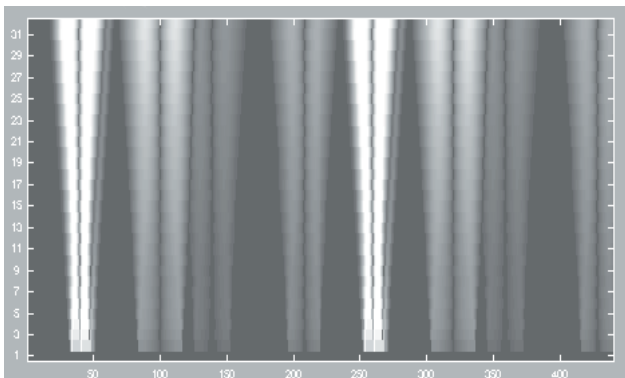


Рис. 4. Вейвлет-перетворення в Matlab

Модель електрокардіограми в даному випадку має ті ж параметри, проте її тривалість збільшена до 3 секунд. Результати її обробки в модулі "Vision" виглядають таким чином:

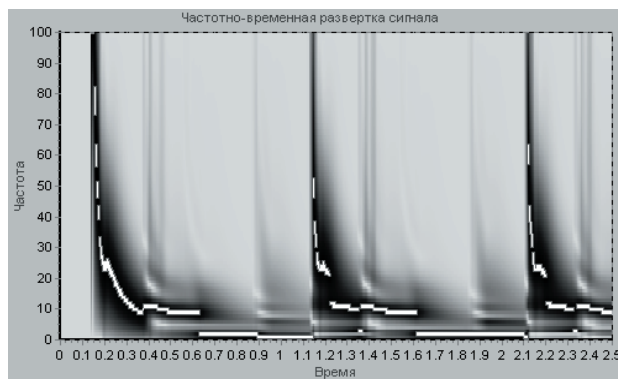


Рис. 5. Вейвлет-перетворення у Vision

В даному випадку темний відтінок свідчить про присутність відповідної частоти в сигналі в даний момент часу. Частота, що присутня в сигналі в максимальному ступені, виділена окремо.

7. Порівняльний аналіз отриманих результатів

Результат, отриманий у середовищі Matlab добре локалізує особливості ЕКГ, однак виникають проблеми з "читанням" масштабу як з часової осі, так і по частотній. Спостерігається, що просування по часу здійснюється не по секундах (або іншими часовими одиницями), а за індексом в масиві, що містить сигнал. Про частотні характеристики сигналу можна судити лише приблизно, зважаючи на їх значну "розмазаність".

7. Висновки

Все це дозволяє зробити висновок про те, що апарат безперервного вейвлет-перетворення в середовищі Matlab не дуже ефективний для розв'язання задачі ідентифікації.

Vision дає наочну частотно-часову розгортку, що дозволяє швидко і без додаткових розрахунків визначити ступінь присутності тієї чи іншої частоти в конкретний момент часу. Цьому певною мірою сприяє зручний масштаб (Гц, сек). Допомогу при вирішенні задачі ідентифікації надає механізм виділення максимально присутньої частоти. Незручність складають невеликі спотворення в області малого часу, пов'язані з особливостями безперервного вейвлет-перетворення.

Література

1. Повышение эффективности регистрации формы электрокардиосигнала корреляционной обработкой в цифровой осциллографии [Текст] / А. М. Беркутов, С. Г. Гуржин, А. А. Дунаев, Е. М. Прошин. - Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2002. - 4-13 с.

2. Валулис, А. К. Статистический алгоритм структурного анализа электрокардиосигнала [Текст] / А. К. Валулис, А. П. Рашимас. - Кибернетика, 1979. - 91-95 с.
3. Goldberger, A. Fractal mechanisms in the electrophysiology of the heart [Текст] / A. Goldberger. - IEEE Eng. Med. Biol., 1992. - 47-52 с.
4. Генкин, А. А. Новая информационная технология анализа медицинских данных [Текст] / А. А. Генкин. - СПб.: Политехника, 1999. - 192 с.
5. Мурашко, В. В. Электрокардиография [Текст] / В. В. Мурашко, А. В. Струтинский. - М.: Медицина, 1991. - 288 с.
6. Панага, А. И. Разработка методов и алгоритмов обработки ЭКГ для выявления гипертрофии сердца [Текст] / А. И. Панага. - Донецк, 2003. - 387 с.
7. Abreu-Lima, C. Evaluation of ECG interpretation results obtained by computer and cardiologist [Текст] / C. Abreu-Lima. - Meth. Inf. Med., 1990. - 308-316 p.
8. Methodology of ECG Interpretation in the Hanover Program [Текст] / C. Zywiencz, D. Borovsky, G. Goettsch, G. Joseph. - Meth. Inf. Med., 1990. - 375 p.
9. Furno, G. QRS detection using automata theory in battery powered microprocessor system [Текст] / G. Furno, W. Tompkins. - Proc. IEEE Frontiers Eng. Health Care, 1982. - 155 p.
10. Pan, J. A Real-Time QRS Detection Algorithm [Текст] / J. Pan, W. Tompkins. - IEEE Transaction on Biomed. Engr., 1985. - 230-236 p.

В статті проведено дослідження методів адаптивної потокової передачі мультимедіа даних в IP мережах при використанні протоколів TCP/HTTP. Показано можливість використання класичних аналітичних моделей при створенні моделей адаптивної потокової передачі з використанням множинних TCP з'єднань з метою підвищення ефективності потокової передачі

Ключові слова: потокова передача даних, мультимедіа, TCP, HTTP, адаптивна потокова передача

В статье проведено исследование методов адаптивной потоковой передачи мультимедиа данных в IP сетях при использовании протоколов TCP/HTTP. Показана возможность использования классических аналитических моделей при создании моделей адаптивной потоковой передачи с использованием множественных TCP соединений с целью повышения эффективности потоковой передачи

Ключевые слова: потоковая передача данных, мультимедиа, TCP, HTTP, адаптивная потоковая передача

УДК 621.391

ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ АДАПТИВНОЙ ПОТОКОВОЙ ПЕРЕДАЧИ МУЛЬТИМЕДИЙНЫХ ДАНЫХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ TCP/HTTP

А. С. Еременко

Кандидат технических наук, старший научный сотрудник;
доцент*

E-mail: alexere@ukr.net

А. В. Персиков

Доцент*

E-mail: white_seal@mail.ru

Н. В. Солоп*

E-mail: nazar.solop@mail.ru

*Кафедра телекоммуникационных систем
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
пр. Ленина, 14, г. Харьков, Украина, 61166

1. Введение

Последнее десятилетие показало значительный рост популярности приложений потоковой передачи данных мультимедиа через Интернет. Существует множество мультимедийных сервисов, таких как прослушивание музыки онлайн, онлайн-радио, Интернет-телевидение и видео по запросу (VOD, Video-On-Demand), причем тенденцией последних лет является повсеместная реализация этих сервисов на

основе пиринговых сетей. Также сервис-провайдеры для удовлетворения запросов VOD пользователей стали реализовывать сервисы IPTV (Internet Protocol Television) как базовую услугу. Вследствие особенностей, присущих сервисам, доставляющим медиаданные, обеспечение гарантий качества обслуживания при использовании сетей с коммутацией пакетов по-прежнему остается сложной задачей.

Существует множество подходов по обеспечению качества потоковых мультимедийных Интернет-при-