

КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

*M.A. Najafian, V.Ye. Vasyliiev,
I.A. Chaykovskyy*

PRELIMINARY PROCESSING OF MAGNETOCARDIOGRAMS: REQUIREMENTS, STRUCTURE, REALIZATION

Requirements to preliminary data processing of magnetocardiographic data are determined. Algorithms to increase signal-to-noise ratio were developed. Application of software for preprocessing of signals was presented.

Key words: magnetocardiogram, filtration, averaging.

Определены требования к предварительной обработке магнитокардиографических данных. Разработаны алгоритмы для повышения отношения сигнал/помеха. Приведено применение программ для предварительной обработки магнитных сигналов.

Ключевые слова: магнитокардиограмма, фильтрация, усреднение.

Встановлено вимоги до попередньої обробки магнитокардіографічних даних. Розроблено алгоритми для підвищення відношення сигнал/завада. Наведено застосування програм до попередньої обробки магнітних сигналів.

Ключові слова: магнитокардіограма, фільтрація, усереднення.

© М.А. Наджафіан, В.Є. Васильєв,
І.А. Чайковський, 2012

УДК 519.226:519.816

М.А. НАДЖАФІАН, В.Є. ВАСИЛЬЄВ,
І.А. ЧАЙКОВСЬКИЙ

ПЕРВИННА ОБРОБКА МАГНІТОКАРДІОГРАМ: ВИМОГИ, СТРУКТУРА, РЕАЛІЗАЦІЯ

Вступ та постановка задачі. Магнітокардіографія вже впевнено зайняла своє вагоме місце серед чутливих неінвазивних засобів дослідження та діагностики серцевої діяльності людини. Невід'ємною і винятково важливою частиною програмного забезпечення магнітографічних систем є підсистема первинної обробки зареєстрованих магнітокардіографічних (МКГ) сигналів [1, 2]. Для більш масового впровадження МКГ досліджень у практику необхідно забезпечити можливість вимірювання магнітного поля серця у звичайних, без вартісного магнітного екранування приміщеннях в умовах сильних зовнішніх магнітних завад. Як відомо, це накладає додаткові вимоги до цифрової первинної обробки, або передобробки, магнітокардіосигналу [3–5].

Вимоги до первинної обробки. Передобробка включає всю сукупність операцій з сигналами після їх вводу в комп'ютер до початку аналізу й обробки усереднених кардіокомплексів. Цей етап повної обробки сигналів виконується спеціалізованим програмним забезпеченням в режимі off-line. Ціль передобробки полягає у збільшенні якості введених у комп'ютер сигналів від вимірювальних каналів магнітокардіографа. Якість МКГ сигналів при вимірюваннях у неекранованих приміщеннях в присутності потужних зовнішніх завад у значній мірі визначається відношенням сигнал/завада в записаних у комп'ютері даних вимірювань. Як показує досвід, у входних даних вимірювань навіть у моменти ча-

су з максимально сильним сигналом і в тих просторових точках, де сигнал магнітного поля серця має максимальну амплітуду, відношення сигнал/завада не перевищує 0.05. Розроблені алгоритми цифрової обробки МКГ сигналів дозволяють подавити шум до рівня, коли в усередненому кардіоциклі відношення сигнал/завада стає більше 100.

Алгоритми первинної обробки включають наступні складові:

- 1) алгоритми автоматичного комп'ютерного аналізу електрокардіограм;
- 2) алгоритми фільтрації МКГ записів;
- 3) алгоритми усереднення МКГ кардіоциклів (P-QRS-T комплексів).

Якість обробки даних на кожному з цих етапів критично впливає на кінцевий результат. Розглянемо вимоги та особливості реалізації трьох основних розділів загального алгоритму.

Комп'ютерний аналіз електрокардіограм (ЕКГ). При використанні найбільш економічних МКГ систем з порівняно невеликою кількістю вимірювальних каналів (4 – 9 каналів) у кожному дослідженні для покриття стандартної області 20x20 см вимірювання проводять послідовно в декількох просторових позиціях системи щодо пацієнта. Кількість і положення таких позицій залежить від кількості та взаємного розміщення каналів магнітографічного пристрою. Для синхронізації даних МКГ, що відповідають різним просторовим позиціям, використовуються записи ЕКГ по одному із стандартних відведень від кінцівок. ЕКГ записуються синхронно з МКГ у кожній позиції.

На етапі усереднення МКГ QRS комплексів усереднюються також і QRS комплекси в ЕКГ. Усереднені комплекси ЕКГ для всіх позицій суміщаються щодо однакової базисної точки у комплексі. Зазвичай такою базисною точкою у QRS комплексі вважається вершина R чи S зубця з найбільшою за абсолютною величиною амплітуди. З тими ж зміщеннями, що і для ЕКГ, суміщаються і МКГ QRS комплекси для всіх просторових позицій. Крім синхронізації даних для різних просторових позицій, записи ЕКГ використовуються і при усередненні QRS комплексів у кожному каналі МКГ.

До задачі комп'ютерного аналізу ЕКГ входять пошук і виділення QRS комплексів, розпізнавання і розділення за типами (кластеризація), знаходження положень базисних точок і границь комплексів. Розроблено оригінальний алгоритм контурного аналізу ЕКГ, який був реалізований у вигляді окремої програми. Перед початком аналізу проводиться цифрова фільтрація високих (50 Гц і вище) і низьких (нижче 0.5 – 0.7 Гц) записів ЕКГ.

Далі на основі аналізу амплітуд, тривалості та крутизни фронтів першої та другої похідних ЕКГ у часі виділяються QRS комплекси і знаходиться положення лівої і правої границі кожного комплексу. Алгоритм знаходження комплексів є ітераційним. На кожній ітерації набір комплексів і їх границі уточнюються, аж поки їх кількість й інтервали між ними не стабілізуються. Ітераційні уточнення дозволяють, з одного боку, запобігти пропуску комплексів, а з другого – ідентифікувати і викинути з розгляду хибні комплекси у вигляді, наприклад, високих зубців Т.

На наступному етапі для кожного комплексу визначається положення базисної точки. Завершується контурний аналіз ЕКГ оцінкою типів комплексів і формуванням кластерів – послідовності комплексів одного типу. Для прийняття рішення про тип, до якого потрібно віднести той чи інший комплекс, була введена особлива оцінка, яка дозволяє чисельно оцінити не тільки фазову кореляцію, але і близькість за розподілом амплітуди сигналів пари комплексів. Формування кластерів виконується ітераційно з уточненням усередненого чи найбільш показового комплексу кожного типу. Таким чином, в ЕКГ автоматично розпізнають і розділяють комплекси основного синусового типу, екстрасистоли різних типів, а також комплекси основного типу, передуючі екстрасистолам чи наступні за ними. Аналіз типів комплексів дозволяє запобігти усередненню в МКГ комплексів різних типів. У іншому випадку, магнітокардіографічні QRS комплекси будуть також усереднюватись між різними типами, що суттєво знизить, якщо не знівелює повністю, достовірність подальшого аналізу розподілу магнітного поля і його джерел на різних інтервалах кардіоциклу.

Важливою задачею також є забезпечення однакового розміщення базисних точок для нормальних QRS комплексів одного типу, що виникає у випадку 2-фазного вигляду нормального ЕКГ QRS комплексу з приблизно рівними амплітудами зубців R і S. Результати автоматичного комп'ютерного аналізу ЕКГ відображаються графічно на дисплеї. Приклад відображення показано на рис. 1.

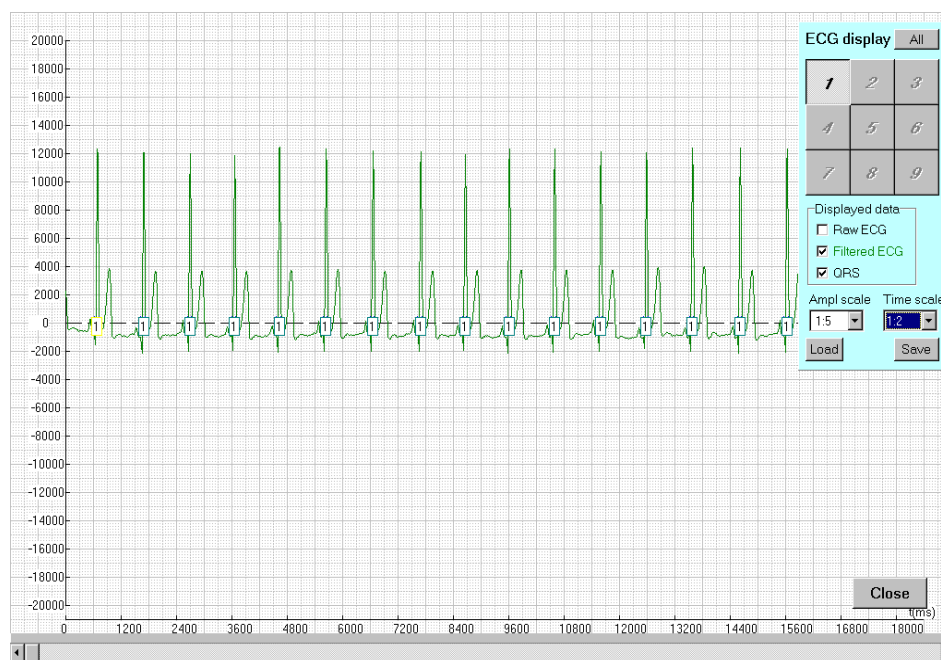


РИС. 1. Результати комп'ютерного аналізу синхронізуючої ЕКГ

Для складних випадків морфології ЕКГ, коли точність автоматичного аналізу ЕКГ може бути недостатньою, реалізована можливість для користувача корегувати результати комп'ютерного аналізу вручну за допомогою "миші": змінювати тип комплексу, видаляти чи додавати комплекс, виправляти положення базисних точок. Результати аналізу ЕКГ використовуються не тільки для синхронізації та усереднення магнітокардіографічних кардіокомплексів. Інтерпретація цих результатів дозволяє суттєво сфокусувати, а також доповнити подальше МКГ дослідження. Так, за звичай, МКГ не використовується для аналізу ритму та виявлення порушень серцевої діяльності у вигляді аритмій. З іншого боку, дослідження на інтервалах усередненого комплексу не може і не повинно виконуватись, якщо не брати до уваги результати аналізу ритму.

Наприклад, якщо у пацієнта на момент дослідження ідентифікована аритмія з мерехтінням або тріпотінням передсердя, то немає сенсу проводити аналіз МКГ на інтервалі PQ, та і взагалі, результати стандартного МКГ дослідження однорідності процесу реполяризації при такій аритмії не можна вважати достовірними. Як інший приклад, можна априорі стверджувати, що цілком можливо, що результати МКГ дослідження одного й того ж пацієнта на будь-якому сегменті кардіоциклу для епізоду суправентрикулярної або вузлової тахікардії будуть відмінні від звичайної синусової тахікардії.

В ідеалі, МКГ дослідження повинно обов'язково супроводжуватись повноцінним стандартним 12-канальним ЕКГ вимірюванням. Бажано, щоб це ЕКГ дослідження виконувалось безпосередньо перед або зразу після МКГ досліджень, тобто в однаковому стані серцевої діяльності пацієнта. Розвинута категорійна система інтерпретації морфології кардіокомплексів для 12 стандартних ЕКГ відведень дозволяє досить надійно діагностувати багато порушень серцевої діяльності та надає важливу додаткову інформацію для МКГ дослідження. Наприклад, виявлене за допомогою ЕКГ застаріле або свіже пошкодження міокарду робить малоцінним або навіть безглуздим детальне дослідження динаміки зміни структури магнітного поля на ST-T інтервалі. Особливо, таке поєднання стандартного повноцінного ЕКГ і МКГ досліджень важливе при проведенні масового моніторингу, коли немає ніякої інформації у вигляді історій хвороби.

Робота програми аналізу ЕКГ перевірена і відлагоджена на тисячах записів одно і багатоканальних ЕКГ для пацієнтів з різними патологіями і порушеннями ритму. В результаті, необхідність ручного корегування зведена до мінімуму.

Фільтрація МКГ записів. Завади в каналах МКГ мають дві компоненти: некорельований випадковий шум, зумовлений електронним трактом (підсилувачі, фільтри і т. ін.) і потужні завади від зовнішніх джерел магнітного поля різної природи. Етап обробки, пов'язаний з фільтрацією МКГ записів, в основному направлений на придушення зовнішніх корельованих завад. Спеціально для боротьби з такими завадами розроблена МКГ система включає в свій склад і використовує додатковий 3-канальний референсний векторний магнітометр (РВМ). Адаптивне віднімання даних РВМ із даних вимірювальних МКГ каналів дозволяє суттєво придушити дію зовнішніх завад в робочому частотному діапазоні корисного МКГ сигналу.

Алгоритм комплексної боротьби з завадами в даних МКГ вимірювань включає наступні етапи:

- цифрова фільтрація нижніх частот з частотою зрізу 50 Гц. Фільтруються паралельно дані МКГ і РВМ каналів. Для більшості задач в МКГ дослідженнях, зокрема, при дослідженнях S-T і P-Q інтервалів високочастотну компоненту (вище 50 Гц) в магнітному полі серця можна проігнорувати. У випадку необхідності врахування високих частот, цифрова фільтрація нижніх частот може бути замінена вузькополосним пробковим фільтром з центральною частотою, рівною частоті електричної мережі. Даний етап алгоритму призначений, в першу чергу, для фільтрації мережевої гармоніки – найбільш потужної, як правило, зовнішньої завади. Однак амплітуда і фаза мережевої гармоніки зовнішнього поля можуть змінюватися на протязі запису, в тому числі і стрибкоподібно. Після фільтрації ці зміни переходять в тренд і стрибки базової нульової лінії МКГ записів і когерентних їм змінам базових ліній записів РВМ;

- цифрова фільтрація верхніх частот з частотою зрізу 0.5 Гц. Фільтруються також паралельно дані МКГ і РВМ каналів. Більш висока частота зрізу може привести до спотворень МКГ сигналів на положистих інтервалах кардіоциклу. Такий ВЧ фільтр дозволяє зменшити вплив низькочастотних коливань базової лінії за рахунок, наприклад, дихання пацієнта;

- адаптивне віднімання відфільтрованих даних РВМ із відфільтрованих даних МКГ. Розроблена модель, методика і алгоритм знаходження оптимальних коефіцієнтів для адаптивного змішування сигналів. Запропонований алгоритм адаптивної фільтрації дозволяє подавити завади в діапазоні робочих частот корисного МКГ сигналу, не спотворюючи сам корисний сигнал. Застосування РВМ є альтернативою використанню вузькополосних пробкових фільтрів для подавлення потужних гармонічних завад. Адаптивне віднімання може виконуватись послідовно декілька разів з використанням додаткових цифрових фільтрів до записів РВМ.

Необхідно відмітити, що після 1 і 2 етапів цифрової фільтрації різко зменшується випадкова складова шуму в сигналі.

Треба мати на увазі, що РВМ і МКГ канали вимірюють різні фізичні характеристики магнітного поля. РВМ вимірює ортогональні компоненти вектора самої магнітної індукції, вимірювальні МКГ канали – другу просторову похідну (в різницевому вигляді) від вертикальної компоненти індукції магнітного поля у вертикальному напрямку. В зв'язку з цим адаптивне віднімання двох різних характеристик не може бути однаково ефективним у всьому робочому діапазоні МКГ сигналів. Ефективність застосування РВМ значно більше для досить низьких частот завад, приблизно до 10 Гц. Ідеальним пристроєм для адаптивного придушення зовнішніх завад у всьому робочому частотному діапазоні був би точно такий же градієнтметр, як і самі вимірювальні канали, але його треба було б розмістити в зоні з апіорі малим рівнем корисного сигналу від серця пацієнта. Це досить непросто виконати технічно, але очікуваний ефект від його використання для придушення зовнішніх засад буде дуже великим.

Весь алгоритм цифрової фільтрації МКГ реалізований у вигляді окремої програми, робота якої була випробувана і відтестована на багатьох МКГ записах. Користувач має можливість візуально порівнювати результати фільтрації на окремих етапах, у тому числі, і в спектральній формі. На рис. 2 – 4 показані як ілюстраційні записи МКГ після різних етапів передобробки.

При настройці алгоритму фільтрації для конкретних умов клініки, для завад передбачена можливість вибору різних типів ФНЧ і ФВЧ, а також додавання будь-якої кількості вузькополосних фільтрів для МКГ і РВМ даних. Зміна набору і параметрів фільтрів можлива як у табличному вигляді, так і безпосередньо на графіках спектра.

Усереднення МКГ QRS комплексів. Усереднення кардіоциклів необхідно для зменшення рівня випадкових і слабо корельованих з МКГ сигналами завад. Усереднення ґрунтується на результатах контурного аналізу ЕКГ і виконується окремо для кожного з виділених ЕКГ типів комплексів, якщо вони присутні для всіх вимірювальних позицій магнітографічного пристрою. Передбачена можливість автоматичного знаходження найбільш зашумлених QRS комплексів у МКГ даних і видалення їх із набору, що усереднюється.

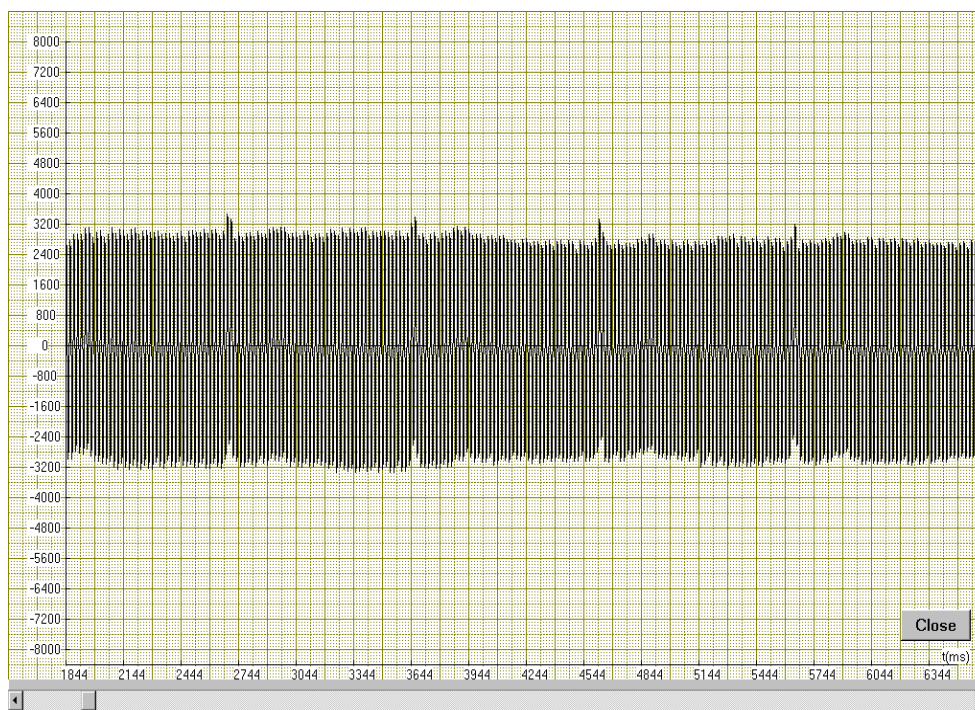


РИС. 2. Вигляд МКГ запису після вводу без будь-якої обробки

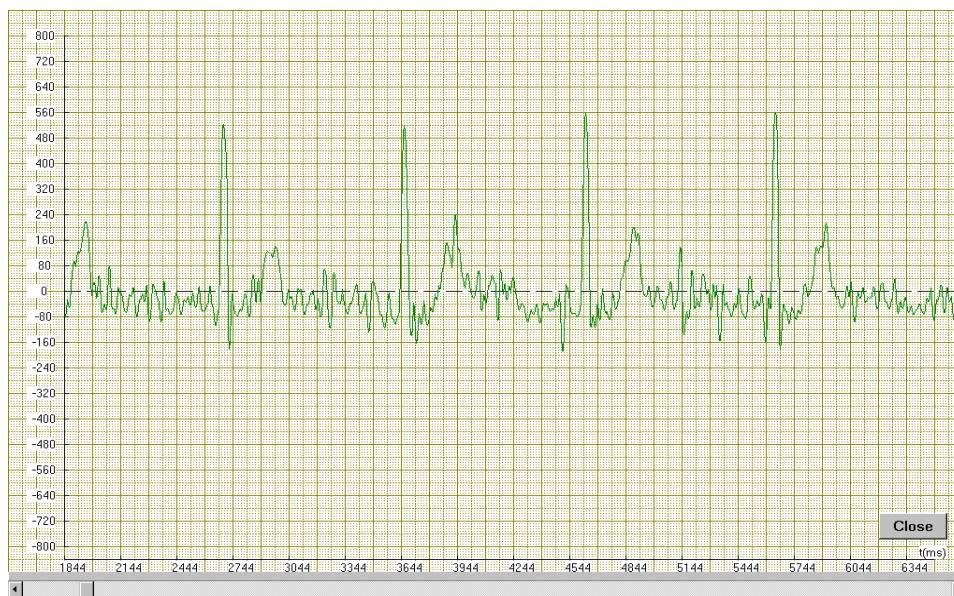


РИС. 3. МКГ запис після етапу цифрової фільтрації (масштаб відображення за амплітудою змінений)

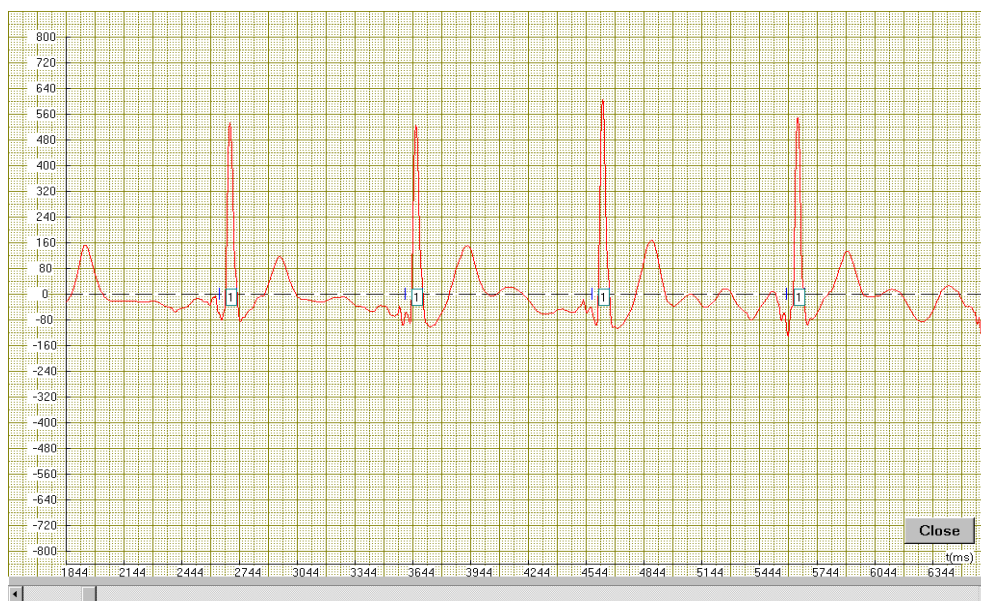


РИС. 4. МКГ запис після завершення передобробки з використанням етапу адаптивної фільтрації за допомогою РВМ

Окрім того, користувач може вручну на графіку передобробленої МКГ видалити із усереднення той чи інший комплекс. Реалізовано графічне представлення результатів усереднення і остаточних після віднімання усереднених комплексів МКГ даних. Результатом усереднення, як і всієї передобробки МКГ є файл з усередненими і синхронізованими P-QRS-T комплексами для всіх просторових точок вимірювань МКГ (рис. 5, 6).

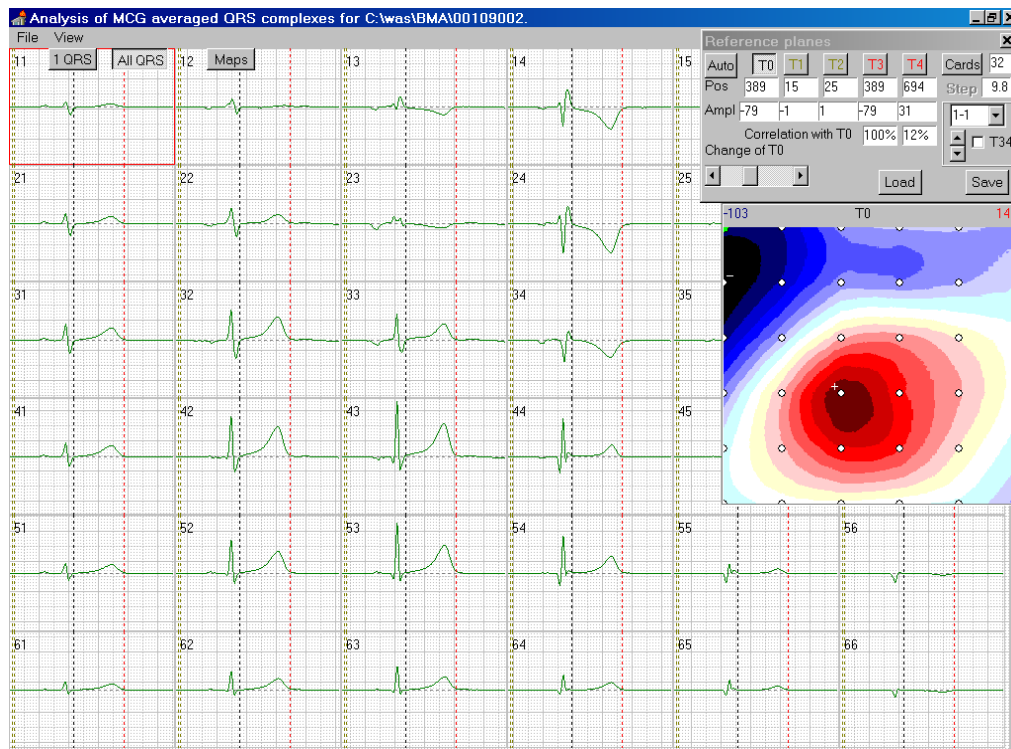


РИС. 5. Усереднені МКГ QRS комплекси і карта магнітного поля після завершення передобробки

Висновки. В рамках підсистеми передобробки МКГ розроблені форми представлення вхідної, проміжної і вихідної інформації у вигляді бінарних файлів на різних стадіях обробки. Розроблена схема руху інформації і інтерфейси між окремими програмами, що входять у підсистему, а також між базою даних і програмою аналізу усереднених комплексів. Передобробка може вестись у двох режимах: автоматичному, коли всі етапи обробки виконуються послідовно без участі користувача, і покроковому, коли на кожному етапі користувач може проаналізувати результати обробки, скоригувати параметри і повторити етап. Робота програмного забезпечення відтестована на великому масиві МКГ досліджень.

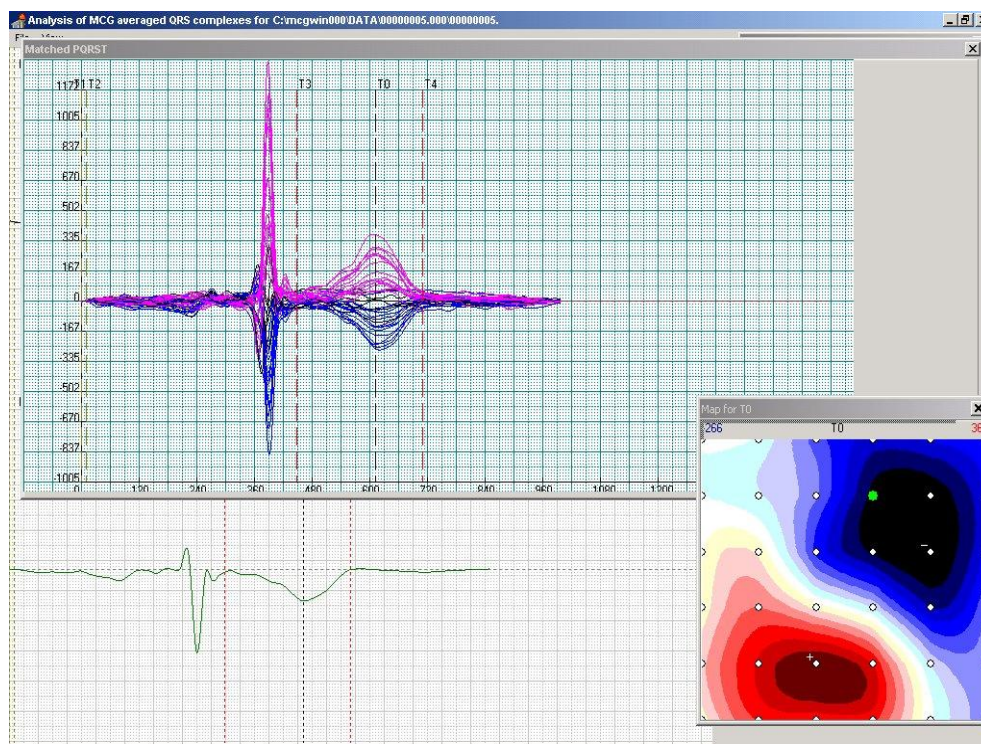


РИС. 6. Глобальний сполучений для 36 точок сітки вимірювань МКГ кардіокомплекс: карта магнітного поля побудована для моменту часу усередненого кардіоциклу, що відповідає положенню курсору T0 (вершина T зубця)

1. Voytovych I., Primin M., Vasyliiev V. et al. Multi-channel magnetocardiograph: control and software // Proc. of the 2nd IEEE Int. Workshop on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems: Technology and Applications (IDAACS'2003). – Lviv, Ukraine, 2003. – P. 382 – 384.
2. Примін М., Недайвода І., Васильєв В., Гапелюк А. Про коректність порівняння діагностичних параметрів при аналізі магнітокардіосигналу // Управляючі системи і машини. – 2002. – № 1. – С. 48 – 54.
3. Риженко Т., Васильєв В., Недайвода І. та ін. Інформаційна технологія дослідження кардіологічних захворювань на основі методу МКГ // Праці 2-го Міжнар. наук. форуму “Інформаційні технології в XXI столітті”. – Дніпропетровськ, 2004. – С. 155–158.
4. Voytovych I., Minov Yu., Sutkovy P. et al. Low-cost 7-channel magnetocardiographic system for unshielded environment // Neurology and Clinical Neurophysiology, 2004:112, <http://www.ncnpjournal.com>.
5. Риженко Т., Недайвода І., Васильєв В. Програмно-технічний магнітокардіографічний комплекс для діагностики кардіологічних захворювань // Доп. 2-ї Міжнар. наук.-практ. конф. “Інформаційні технології і кібернетика на службі здравоохранення”. – Дніпропетровськ. – 2004. – С. 136 – 138.

Одержано 15.06.2012