



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 77203

(13) C2

(51) МПК (2006)

A61B 5/0402

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) СПОСІБ ОЦІНЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ ДАНИХ ДЛЯ ДІАГНОСТИЧНИХ ЦІЛЕЙ

1

2

(21) 2004032212

(22) 25.03.2004

(24) 15.11.2006

(46) 15.11.2006, Бюл. № 11, 2006 р.

(72) Мигаль Валерій Павлович, Мигаль Галина Валеріївна

(73) Мигаль Валерій Павлович, Мигаль Галина Валеріївна

(56) RU C1 2218862 20.12.2003

US 5609158 11.03.1997

US 5025794 25. 07.1991

(57) Спосіб оцінювання електрокардіографічних даних для діагностики захворювань серцево-судинної системи, який **відрізняється** тим, що

а) прецизійно визначають: форми кривих $V(t)$ ЕКГ; швидкість приросту/спаду електричного потенціалу з часом $dV(t)$ під час запису сигналу з різних ділянок тіла; форму, висоту зубців P, Q, R, S, T й інтервали між ними;

б) диференціюють залежність $dV(t)$, отримуючи функціональну залежність $F(t) = d^2V(t)/dt^2(t)$;

в) із залежностей $V(t)$ і $dV(t)$ будують на площині $\{V(t), dV(t)\}$ діаграму динамічних станів кардіоцик-

лу, а з залежностей $F(t)$ і $dV(t)$ на площині $\{d^2V(t)/dt^2(t), dV(t)\}$ - діаграму енергетичних станів кардіоциклу;

г) за кривизною і кількістю дугоподібних ділянок та за формою і площею петлеподібних ділянок судять про стан міокарда зокрема та серцево-судинної системи взагалі.

2. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що за отриманими залежностями $V(t)$ і $dV(t)$ будують на площині $\{dV(t), V(t)\}$ діаграми динамічних станів послідовності кардіоциклів, за якими кількісно оцінюють відносний і абсолютний розкид параметрів $dV(t)$ та $V(t)$ на діаграмах в діагностично-інформативних фазах кардіоциклу.

3. Спосіб за п.1, який **відрізняється** тим, що за отриманими залежностями $F(t)$ і $dV(t)$ на площині $\{d^2(V)/dt^2, dV(t)\}$ будують діаграми енергетичних станів послідовності кардіоциклів, за якими кількісно оцінюють відносний і абсолютний розкид параметрів на діаграмах в діагностично-інформативних фазах QRS-комплексу.

Винахід належить до медичної діагностики, а саме до систем електрокардіографічної діагностики серцево-судинних захворювань. Спосіб також може використовуватись в медичному приладобудуванні та при діагностиці функціонального стану людей, що працюють в екстремальних умовах.

Відомий спосіб отримання та аналізу електрокардіографічних даних, який включає вимірювання та аналіз діагностичних показників великої кількості електрокардіограм (ЕКГ) $V(t)$, а саме: вимірювання та аналіз величини зубців, їх тривалість, тривалість сегментів і їх розташування, а також форма зубців, в яких відображається динаміка кардіоциклу [1]. До причин, що перешкоджають досягненню очікуваного технічного результату при використанні відомого способу слід віднести: 1) неоднозначність інтерпретації результатів дослідження; 2) не можливість визначення станів, що являються перехідними до критичних із-за значної індивідуальності ознак. Відомий спосіб аналізу

електрокардіографічних даних, в основу якого покладено вимірювання та аналіз ритмограм, що отримана з великої кількості ЕКГ $V(t)$ [2]. До причин, що перешкоджають досягненню очікуваного технічного результату при використанні відомого способу, слід віднести використання методів класичної статистики і аналізу, які є необхідними, але не достатніми для практичної діагностики і особливо для прогнозування. Відомий спосіб аналізу електрокардіографічних даних, в основу якого покладено отримання сукупності ЕКГ і їх аналіз за допомогою методів спектрального аналізу на площині комплексних частот та образного представлення ритмічної структури записаних ритмограм (інтервалограм, скаттерграм, спектрограм, фазові портрети) [3]. До причин, що перешкоджають досягненню очікуваного технічного результату при використанні відомого способу, слід віднести те, що вони не враховують ритму передсердь і несуть швидше статистичний характер, що робить їх де-

(13) C2

(11) 77203

(19) UA

тальну інтерпретацію неоднозначною. Крім вказаних вище, даному способу також притаманні такі недоліки: 1) необхідність використання складного вимірювального комплексу; 2) неоднозначність діагностики певних типів захворювань серцево-судинної системи; 3) неможливість формалізувати особливості кардіоциклу; 4) складність і трудомісткість обробки результатів.

Найбільш близьким способом того ж призначення до заявленого способу є спосіб отримання та обробки електрокардіографічних даних шляхом отримання і аналізу діагностичних показників великої кількості ЕКГ $V(t)$ (форма, висота зубців й інтервали між ними) [3]. Відомий спосіб передбачає вимірювання послідовності ЕКГ та аналіз величини зубців, їх тривалість, тривалість і розташування сегментів, а також якісний аналіз форми зубців і статистичну обробку даних, в яких якісно відображаються особливості динаміки кардіоциклів.

Причини, що перешкоджають одержанню необхідного технічного результату, обумовлені: 1) не достатністю діагностичної бази ЕКГ; 2) не достатністю діагностичних показників; 3) якісним аналізом форми зубців. Все це не дозволяє виділити і оцінити індивідуальні особливості ЕКГ, що має вирішальне значення в процесі інтерпретації результатів дослідження та при постановці діагнозу, оскільки навіть у здорових людей ЕКГ залежить від будови тіла, віку і багатьох інших причин. В нормі на ЕКГ завжди можна відрізнити визначені зубці і інтервали, що відображають послідовність збудження серцевого м'яза. Однак при різних захворюваннях можуть сильно змінюватись не тільки величина зубців, їх тривалість, тривалість і розташування сегментів, а також їх форма, яка відображає динаміку і оцінюється якісно. Оскільки ЕКГ є багатомодальною, тому середнє значення, дисперсія і інші показники не можуть бути критеріями діагностичної оцінки послідовності ЕКГ, так як змінюється їх функція розподілу від хворого до здорового.

В основу винаходу покладена задача: у способі отримання і обробки ЕКГ шляхом збільшення діагностичної бази та системного аналізу електрофізіології серцевої діяльності як динамічної системи забезпечити розширення функціональних можливостей способу.

Для цього з одного боку розширюють діагностичну базу за рахунок: а) синхронного та прецизійного визначення форми кривої $V(t)$ (ЕКГ) і форми кривої швидкості приросту (спаду) сигналу, тобто $dV(t)$, під час запису з різних ділянок тіла (відведення 1-12), аз іншого боку виконують додаткову обробку отриманих залежностей шляхом: а) диференціювання залежності $dV(t)$; б) побудови з отриманих залежностей $V(t)$ і $dV(t)$ на площині $\{dV(t), V(t)\}$ діаграми динамічних станів кардіоциклу, в) побудови з залежностей $F(t)=d^2V(t)/dt^2(t)$ і $dV(t)$ на площині $\{d^2V(t)/dt^2(t), dV(t)\}$ діаграми енергетичних станів циклу, в якій площа кардіоциклу відображає потужність серця за кардіоцикл. При цьому за рахунок розширення діагностичної бази виявляються і кількісно оцінюються індивідуальні особливості динаміки різних фаз кардіоциклу даної людини. Все це суттєво спрощує як аналіз ЕКГ $V(t)$

і $dV(t)$, так і порівняльний аналіз залежностей $V(t)$ і $dV(t)$, що отримані в процесі лікування.

До інших результатів, одержання яких забезпечує спосіб, слід віднести: 1) розширення круту патологій, які можна виявити з ЕКГ за рахунок нових діагностичних показників; 2) збільшення ступеня формалізації при обробці ЕКГ за рахунок кількісної оцінки форми зубців; 3) можливість оцінити відносні та абсолютні відхилення в послідовності ЕКГ, що обумовлені індивідуальними порушеннями функції міокарду, а також виявити артефакти.

Поставлена задача вирішується тим, що у відомому способі отримання та обробки електрокардіографічних даних шляхом отримання послідовності ЕКГ $V(t)$ і аналізу діагностичних показників (форми, висоти зубців P, Q, R, S, T й інтервалів між ними), згідно з винаходом, додатково прецизійно визначають залежності $dV(t)$, з якої визначають інтервали між зубцями ЕКГ.

У іншій конкретній формі виконання по отриманим залежностям $V(t)$ і $dV(t)$ будують на площині $\{dV(t), V(t)\}$ діаграми динамічних станів послідовності кардіоциклів, з яких кількісно оцінюють відносний і абсолютний розкид параметрів на діаграмах в діагностично інформативних фазах кардіоциклу. Крім того з типової діаграми динамічних станів циклу визначають нові діагностичні показники - площу трьох петель, які відображають P, T зубці та QRS - комплекс, та вичислюють з них кількість і кривизну дугоподібних ділянок.

Далі залежність електричного потенціалу з часом $dV(t)$ диференціюють, тобто отримують функціональну залежність $F(t)=d^2V(t)/dt^2(t)$, і з отриманих залежностей $F(t)$ і $dV(t)$ на площині $\{d^2V(t)/dt^2, dV(t)\}$ будують діаграми енергетичних станів послідовності кардіоциклів, з яких кількісно оцінюють відносний і абсолютний розкид параметрів на діаграмах в діагностично інформативних фазах QRS - комплексу. З типової діаграми енергетичних станів циклу визначають нові діагностичні показники - площу і кількість петлеподібних ділянок QRS - комплексу.

Додаткове отримання залежності $dV(t)$ збільшує експериментальну базу, а її додаткова обробка - диференціювання та побудова з отриманих залежностей для послідовності кардіоциклів діаграм енергетичних станів і діаграм динамічних станів, дозволяє кількісно оцінити відносний і абсолютний розкид параметрів на діаграмах в діагностично інформативних фазах кардіоциклу. При цьому навіть ледь помітні відмінності форми зубців в послідовності ЕКГ обумовлюють розкид параметрів подібних динамічних і енергетичних станів на діаграмах, який можна кількісно оцінити в діагностично інформативних фазах кардіоциклу. Це, як наслідок, суттєво розширює функціональні можливості способу.

Крім того, згідно з винаходом, діагностична база розширюється за рахунок: а) використання нових для даного способу діагностичних показників - площі петель, які відображають P, T зубці та QRS - комплекс; б) визначення з діаграм кількості і кривизни дугоподібних ділянок. Нові діагностичні показники є динамічними ознаками, які проявляються на діаграмах динамічних і енергетичних

станів у вигляді графічних образів кожного зубця ЕКГ, що разом з відомими діагностичними показниками ЕКГ забезпечує системний аналіз електрофізіології серцевої діяльності як динамічної системи і дозволяє виявити функціональні особливості міокарда пацієнта. Все це забезпечують розширення функціональних можливостей способу.

На фігурах зображено: Фіг.1. Графічне зображення ЕКГ $V(t)$ (а) та швидкості зміни сумарного електричного потенціалу за кардіоцикл, тобто $dV(t)$ (б), у 1 відведенні. На ЕКГ $V(t)$ (а) є п'ять характерних зубців P, Q, R, S, T, яку аналізують за формою кривої, висотою зубців та інтервалами між ними. На залежності $dV(t)$ більш чітко визначаються межі інтервалів.

Фіг.2. Діаграма динамічних станів кардіоциклу у 1 відведенні (а - послідовність кардіоциклів, б - типовий кардіоцикл). На діаграмі форми зубців ЕКГ P, T і QRS - комплексу, відображаються у вигляді трьох петель, а зубці Q і S у вигляді дугоподібних ділянок, що дозволяє виявити індивідуальні особливості динаміки збудження і проведення збудження в кардіоциклі, а також здійснити порівняльний аналіз послідовності кардіоциклів.

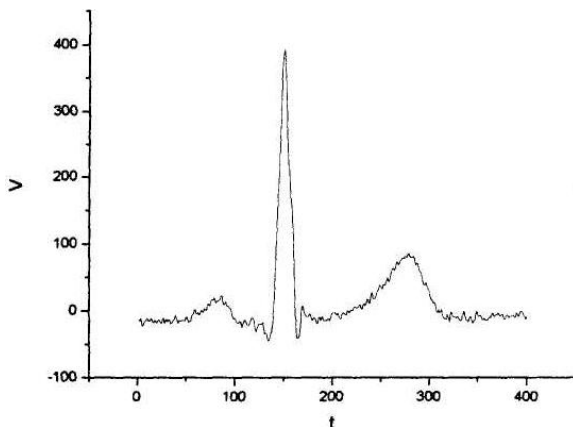
Фіг.3. Діаграма енергетичних станів кардіоциклу у 1 відведенні (а - послідовність кардіоциклів, б - типовий кардіоцикл). На діаграмі QRS - комплекс відображається в певній послідовності петлеподібних ділянок, що дозволяє виявити і порівняти індивідуальні енергетичні особливості QRS - комплексу за кардіоцикл, а також здійснити порівняльний аналіз послідовності кардіоциклів.

Спосіб здійснюється при нормальних умовах таким чином. Синхронно визначають форму кривої $V(t)$ послідовності ЕКГ і форму кривої швидкості приросту сигналу, тобто $dV(t)$, під час запису з різних ділянок тіла (відведення 1-12), які для відве-

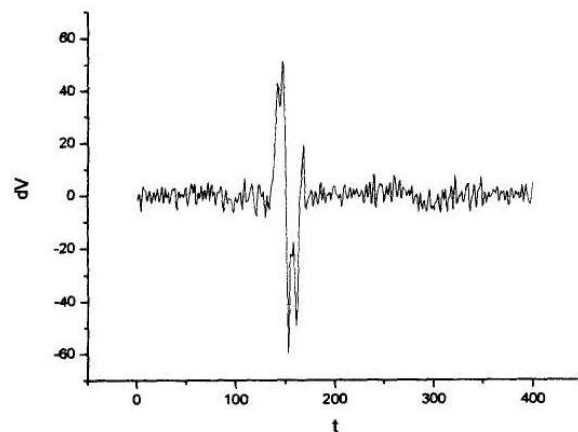
дення 1 показано на Фіг.1 а, б - відповідно. На основі аналізу отриманих залежностей визначають діагностичні показники - форму та висоту зубців й інтервали між ними. Далі на основі отриманих залежностей будують діаграми динамічних станів послідовності кардіоциклів (див. Фіг.2), з яких кількісно оцінюють відносний і абсолютний розкид параметрів на діаграмах в діагностично інформативних фазах кардіоциклу. Потім з послідовності динамічних кардіоциклів виділяють типову діаграму та здійснюють її декомпозицію, а саме виділяють на діаграмі дугоподібні та петлеподібні ділянки, з яких визначають нові діагностичні показники - площу трьох петель, які відображають P, T зубці та QRS - комплекс, та вчислюють з них кількість і кривизну дугоподібних ділянок. Далі залежність $dV(t)$ диференціюють та будують графічну функціональну залежність $F(t)=d^2V(t)/dt^2(t)$. З отриманих залежностей $F(t)$ і $dV(t)$ на площині $\{d^2V(t)/dt^2, dV(t)\}$ будують діаграми енергетичних станів послідовності кардіоциклів, з яких кількісно оцінюють відносний і абсолютний розкид параметрів на діаграмах в діагностично інформативних фазах QRS - комплексу. Потім з послідовності енергетичних кардіоциклів виділяють типову діаграму, з якої визначають нові діагностичні показники - площу і кількість петлеподібних ділянок QRS - комплексу.

Джерела інформації

1. Д. Норман, Л. Хеллер. "Физиология сердечно-сосудистой системы".
2. Рябикина Г.В., Соболев А.В. Вариабельность ритма сердца. М.: Стар' Ко, 1998.
3. Ракчеева Т.А. Образный анализ ритма ЭКГ. «Медицинская техника», №2, 1995, с.9-16.
4. Орлов В.Н. „Руководство по электрокардиографии“. Медицинское информационное агентство, Москва. С.523.2003г.



Фіг.1.а



Фіг.1.б

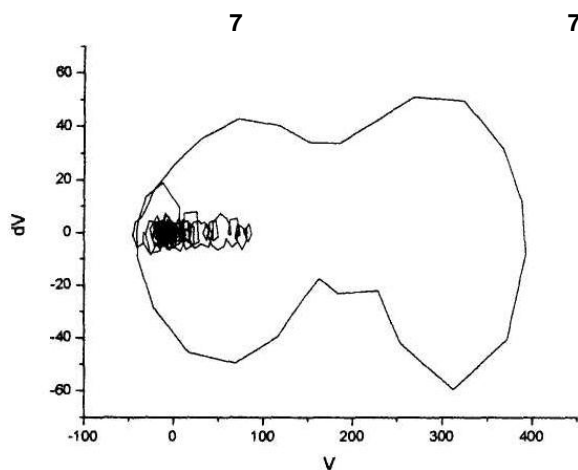


Fig. 2 a.

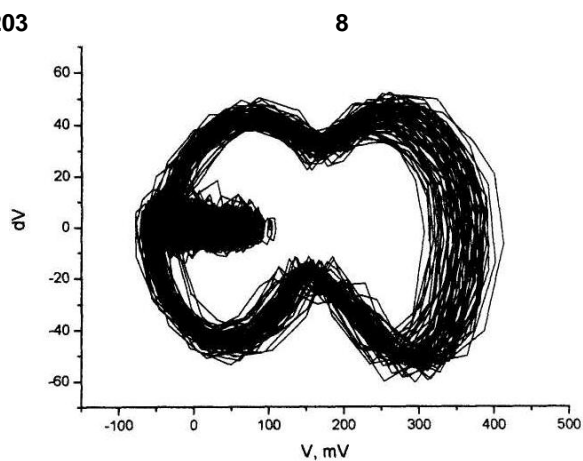


Fig. 2б.

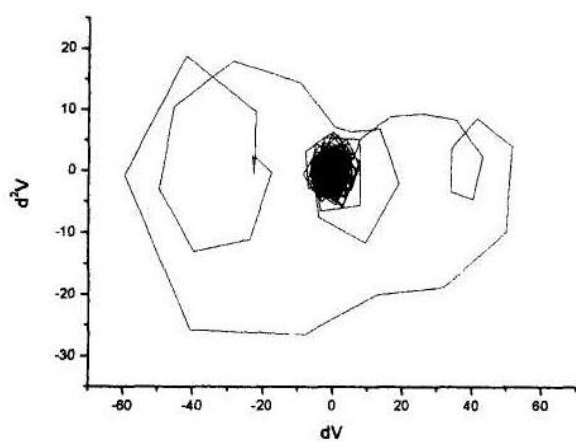


Fig. 3a

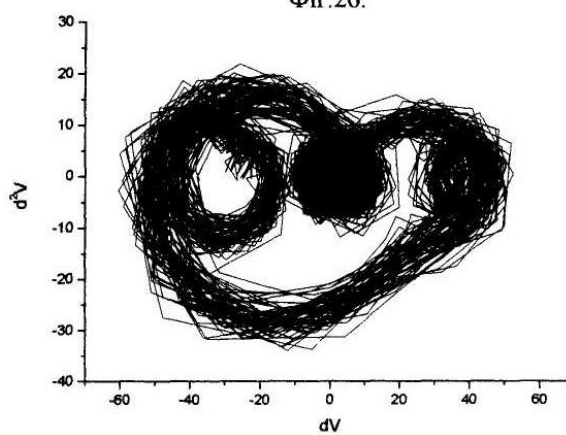


Fig. 3б.