



УКРАЇНА

(19) UA (11) 65504 (13) U
(51) МПК
A61B 5/0452 (2006.01)

ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ ВИМІРУ QT, QRS, ST-T-ІНТЕРВАЛІВ КАРДІОЦИКЛУ

1

2

(21) u201105651

(22) 04.05.2011

(24) 12.12.2011

(46) 12.12.2011, Бюл. № 23, 2011 р.

(72) СОСНИЦЬКИЙ ВОЛОДИМИР МИКОЛАЙОВИЧ, СОСНИЦЬКА ТАІСІЯ ВОЛОДИМИРІВНА

(73) СОСНИЦЬКИЙ ВОЛОДИМИР МИКОЛАЙОВИЧ, СОСНИЦЬКА ТАІСІЯ ВОЛОДИМИРІВНА

(57) Спосіб виміру QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу, згідно з яким реєструють електромагнітні сигнали серця за допомогою модуля реєстрації електромагнітних сигналів серця, потім здійснюють попередню обробку сигналів фільтруванням, усередненням і готуванням до аналізу за допомогою модуля попередньої обробки сигналу, після цього аналізують і розпізнають дані за допомогою модуля перетворення і аналізу сигналів, а кінцеву обробку здійснюють за допомогою модуля обчислення тривалості QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу, які слугують маркерами електричної нестабільності міокарда, який відрізняється тим, що в процесі реєстрації електромагнітних сигналів серця використовують магнітні сенсори модуля реєстрації електромагнітних сигналів серця, які

виділяють магнітну складову електромагнітних сигналів серця і записують зміни магнітного поля в одній площині над грудною кліткою пацієнта, при аналізі і розпізнаванні даних за допомогою модуля перетворення і аналізу сигналів будують одномоментні карти магнітного поля з використанням магнітних сигналів серця, записаних і попередньо оброблених, та вирішують зворотну задачу з побудовою одномоментних карт розподілу векторів щільності струму джерел, що випромінюють зареєстровані магнітні сигнали, причому кожна карта відображається з часовим інтервалом не більше 4 мілісекунд, а перед кінцевою обробкою за допомогою модуля обчислення глобальної щільності струму обчислюють для кожної карти розподілу векторів щільності струму одномоментні величини глобальної щільності струму протягом часового інтервалу всього кардіоциклу або його окремих ділянок, при кінцевій обробці, обчислюючи тривалість QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу, початком і кінцем часового інтервалу вважають момент часу, коли крива зміни величини глобальної щільності струму досягає або пересікає лінію нульових значень.

Корисна модель належить до медицини, зокрема до кардіології, і може бути використана у функціональній діагностиці серцево-судинних захворювань.

Проблема боротьби із серцево-судинними захворюваннями була і залишається однією з головних пріоритетних задач вчених і лікарів всього світу. Приблизно в 70 % випадків смерть від ішемічної хвороби серця відбувається раптово. У 25-30 % випадків раптова серцева смерть буває першим та останнім проявом ішемічної хвороби серця. Особливу значимість здобуває своєчасне прогнозування електричної нестабільності міокарда, яка є ключовою при аналізі аритмогенних механізмів смерті. За допомогою методів, які отримали достатнє поширення: холтеровське моніторування електрокардіограми (ЕКГ), навантажувальні тести, ехокардіографія (фракція викиду) - встановити ступінь ризику раптової смерті у конкретного хворого поки що не є можливим. Існує метод електрофізіологічного дослідження та про-

грамованої стимуляції, проте внаслідок складності проведення та ризику для хворого він не може бути рекомендований для широкого застосування.

Протягом останнього десятиріччя активно вивчаються можливості методу реєстрації пізніх потенціалів шлуночків (ППП). Пізні потенціали серця являють собою низькоамплітудні високочастотні сигнали в кінці комплексу QRS, які поширюються на сегмент ST, відображають уповільнену фрагментовану активність шлуночків. Анатомічною основою пізніх потенціалів є гетерогенність міокарда: життєздатна тканина чергується з ділянками некрозу та фіброзу, що призводить до асинхронної фрагментації електричних сигналів, уповільненню поширення деполяризації. Ділянки міокарда з уповільненою шлуночковою деполяризацією можуть являти собою субстрат для re-entry - основного механізму розвитку шлуночкової тахікардії, а пізні потенціали шлуночків є маркерами цього аритмогенного субстрату.

(13) U

(11) 65504

(19) UA

Проте, як показує аналіз опублікованих літературних та наших власних даних, результати перерахованих методик мають низьку специфічність та прогностичну цінність позитивного та негативного результатів.

Патологічні зміни в міокарді супроводжуються різноманітними порушеннями електричної активності серця, але всі вони характеризуються спільними закономірностями аномальної зміни густини струму дії та прогностично несприятливі відносно до виникнення фатально небезпечних порушень ритму. Саме це прогностично значиме визначення і має лежати в основі методики виявлення та оцінки виразності електричної нестабільності міокарда.

Як відзначається у численних наукових літературних джерелах і рекомендаціях, в клінічних умовах єдиним доступним в наш час методом аналізу електричної нестабільності міокарда, яка відображає його вразливість відносно до розвитку погрожуючих життю аритмій, є оцінка QT, QRS и ST-T інтервалів кардіоциклу.

Сучасні підходи до оцінки електричної нестабільності міокарда з використанням вимірів QT, QRS и ST-T інтервалів кардіоциклу описані в наступних джерелах:

RU № 261653 C1, A61B 5/0452, 2005, Спосіб выделения ST-сегмента електрокардіосигнала в реальном времени и устройство для его осуществления;

RU № 2219828 C2, A61B 5/02, 2003, О.А. Зуйкова, А.А. Михеев Спосіб выделения начала кардіоцикла и устройство для его осуществления;

US Patent 5,560,370, A61B 005/468, 1996, Verrier et al. Method and apparatus for prediction of cardiac electrical instability by simultaneous assessment of T-wave alternans and QT interval dispersion - October;

US Patent 6,577,894 B2, A61B 5/05, 2003, Timothy Callahan, William Shell, Quantitative method and apparatus for measuring QT intervals from ambulatory electrocardiographic recordings.

У зазначених джерелах загальною і характерною особливістю описаних способів і пристроїв є аналіз тривалості вибраних часових інтервалів кардіоциклу на основі запису електричної компоненти електромагнітних сигналів серця шляхом реєстрації різниці потенціалів на поверхні тіла людини (електрокардіограма - ЕКГ) з наступною їх обробкою і виділенням моментів часу початку і закінчення вибраних для аналізу QRS, QT и ST-T інтервалів. Складні закони зміни параметрів форми зубців R і T в залежності від механізмів і патології пошкодження міокарда суттєво обмежують можливості цих способів і пристроїв.

Найближчим до корисної моделі, що заявляється, є спосіб виміру QT інтервалу в електрокардіограмі [US Patent 7,627,369. A61B5/0452, 2009. Hunt, Anthony Charles (Devon. GB), Qt-Interval Measurement in the Electrocardiogram. Int.].

За допомогою модуля реєстрації сигналу, що контактує за допомогою електродів з поверхнею тіла людини у визначених місцях, реєструють зміну потенціальної компоненти електромагнітного сигналу серця. Сигнали з виходу модуля реєстрації сигналу надходять до модуля попередньої об-

робки сигналу, де здійснюють аналіз і розпізнавання даних для виділення за допомогою набору спеціальних алгоритмів і програм початкових і кінцевих моментів часу часових інтервалів кардіоциклу, вибраних для аналізу. Кінцеву стадію обробки сигналів здійснюють за допомогою модуля обчислення QT, QRS и ST-T-інтервалів.

Проте суттєвим обмеженням точності і можливості клінічного застосування такого способу виміру QT, QRS и ST-T-інтервалів кардіоциклу є реєстрація електричної компоненти електромагнітних сигналів серця з наступним аналізом кривої зміни значень цієї компоненти протягом самого кардіоциклу. Вимірюючи потенційні сигнали, лікар має справу з комбінованим потенціалом дії, а не з показниками електрофізіологічного стану окремих ділянок міокарда, у випадку з дискордантними відведеннями - з проекцією глобального вектора електричної осі серця, яка практично виключає топографічну вибірковість у відображенні електричної активності серця. Усе це суттєво обмежує можливості діагностики з використанням електропотенційного вимірювання.

В основу корисної моделі поставлено задачу підвищення точності і достовірності виміру QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу без залежності від закону їх змін і патологічних пошкоджень.

Поставлену задачу вирішують тим, що в собі виміру QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу, згідно з яким, реєструють електромагнітні сигнали серця за допомогою модуля реєстрації електромагнітних сигналів серця, потім здійснюють попередню обробку сигналів фільтруванням, усередненням і готуванням до аналізу за допомогою модуля попередньої обробки сигналу, після цього аналізують і розпізнають дані за допомогою модуля перетворення і аналізу сигналів, а кінцеву обробку здійснюють за допомогою модуля обчислення тривалості QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу, які слугують маркерами електричної нестабільності міокарда, згідно з корисною моделлю, в процесі реєстрації електромагнітних сигналів серця використовують магнітні сенсори модуля реєстрації електромагнітних сигналів серця, які виділяють магнітну складову електромагнітних сигналів серця і записують зміни магнітного поля в одній площині над грудною кліткою пацієнта, при аналізі і розпізнаванні даних за допомогою модуля перетворення і аналізу сигналів будують одномоментні карти магнітного поля з використанням магнітних сигналів серця, записаних і попередньо оброблених, та рішення зворотну задачу з побудовою одномоментних карт розподілу векторів щільності струму джерел, що випромінюють зареєстровані магнітні сигнали, причому кожна карта відображається з часовим інтервалом не більше 4 мілісекунд, а перед кінцевою обробкою за допомогою модуля обчислення глобальної щільності струму обчислюють для кожної карти розподілу векторів щільності струму одномоментні величини глобальної щільності струму протягом часового інтервалу всього кардіоциклу або його окремих ділянок, при кінцевій обробці, обчислюючи тривалість QT, QRS, ST-T-інтервалів кардіоциклу, початком і кінцем часового інтервалу вважають момент часу,

коли крива зміни величини глобальної щільності струму досягає або пересікає лінію нульових значень.

Використання замість вимірювання потенційних електричних сигналів способу вимірювання магнітного поля в одній площині над грудною кліткою пацієнта дозволяють розширити можливості точнішого розпізнавання часових змін терміну ділянок кардіоциклу і підвищити достовірність виявлення часових параметрів QT, QRS і ST-T-інтервалів кардіоциклу без залежності від закону їх зміни і патологічних пошкоджень, що, в свою чергу, сприяє забезпеченню якіснішого діагностування захворювань серцево-судинної системи людини, яке дозволяє здійснювати адекватні терапевтичні дії у тих пацієнтів, у яких виявлена підвищена електрична нестабільність міокарда.

Корисна модель пояснюється схемою, на якій зображено пристрій виміру QT, QRS і ST-T-інтервалів кардіоциклу, що включає послідовно з'єднані модулі 1, 2, 3, 4, 5.

Модуль 1 - це модуль реєстрації електромагнітних сигналів серця, що містить програмні фільтри низьких і високих частот, вузькосмугові фільтри і фільтри адаптивної компенсації перешкод, магнітні сенсори для реєстрації магнітної складової електромагнітних сигналів серця.

Модуль 2 - це модуль попередньої обробки сигналів - фільтрації, видалення, артефактів, усереднення, накопичення в пам'яті комп'ютера.

Модуль 3 - це модуль перетворення і аналізу сигналів.

Модуль 4 - це модуль обчислення глобальної щільності струму.

Модуль 5 - це модуль обчислення QT, QRS і ST-T-інтервалів.

Спосіб здійснюють наступним чином.

Вимірюють магнітне поле над грудною кліткою пацієнта за допомогою магнітних сенсорів, чутливих до магнітної компоненти електричних сигналів серця (модуль 1). Послідовно виконують введення сигналів, збереження результатів вимірювань у базі даних і цифрову переробку сигналів. Обробка даних складається з очищення від перешкод з послідовним проведенням цифрової фільтрації з використанням програмних фільтрів низьких і високих частот, вузькосмугових фільтрів і фільтрів адаптивної компенсації перешкод. При обробці даних виконують синхронізацію з електрокардіограмою та розбиття даних на кардіоцикли, видалення небажаних кардіоциклів, усереднення даних (модуль 2). Побудову еквііндукційних магнітокардіограм (МКГ) карт та вирішення зворотної задачі виконують за допомогою модуля 3. Кінцеві результати МКГ- картування відображають у вигляді карт векторів щільності струмів (ВЩС) у площині, паралельній фронтальній. Кожен одиночний ВЩС, отриманий у результаті розв'язання «зворотної задачі», має свій напрям, величину і положення на фронтальній площині. Подальше перетворення сигналів здійснюють за допомогою модуля 4. Окрім аналізу одиночних карт ВЩС, в модулі 4 проводять також аналіз динаміки змін глобальної щільності струму протягом інтервалів кардіоциклу, вибраних для аналізу. Кінцеву стадію обчислення QT, QRS і ST-T-інтервалів здійснюють за допомогою модуля 5.

