

УДК 612.172.2

О. О. Вернигор, А. М. Подгурський,
Д. Г. Ротенберг, З. І. Калоев, К. Г. Тахчі

МЕТОДИКА АВТОМАТИЧНОЇ РЕЄСТРАЦІЇ РИТМУ СЕРЦЯ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ СЕРІЙНОЇ РАДІОЕЛЕКТРОННОЇ АПАРАТУРИ

Відомо, що характер періодичних змін тривалості серцевого циклу (ритм серця) залежить від ступеня напруження систем, що регулюють роботу серця (автономної — внутрісерцевої, екстракардіальної — нервової, ендокринної), та від фізіологічного стану самого міокарда [1, 4, 7]. В літературі є велика кількість експериментальних і клінічних даних, що свідчать про діагностичну цінність визначення ритму серця для виявлення психофізіологічної напруженості, серцевої недостатності та інших станів, у патогенезі яких істотне значення має вираженість неспецифічних компенсаторних механізмів [2, 4, 5].

Слід відзначити, що, незважаючи на широкі можливості, які відкриває метод аналізу ритму серця для оцінки функціонального стану організму, застосування його як у клінічній практиці, так і в експерименті обмежене. Причини, що зумовлюють це, численні, але чи не основною з них є відсутність сучасної апаратури, що випускається серійно, призначеної для реєстрації ритму серця і аналізу його. Всі дослідження, присвячені змінам ритму серця, виконані на спеціально розробленій для цієї мети дослідній апаратурі, виготовленій в одному або кількох екземплярах, або з допомогою сучасної серійної промислової електронної апаратури, призначеної для різних технічних завдань, але ряд характеристик якої дозволяє застосовувати її для аналізу ритму серця [3, 6].

Деякі автори використовують для цієї мети таку сучасну апаратуру, як перетворювачі напруження в код, перетворювачі коду в напруження, багатокординатні самописці тощо, проте істотним недоліком багатьох описаних в літературі методик реєстрації ритму серця є вимірювання вручну тривалостей серцевого циклу за величиною інтервалу R—R безпосередньо на ЕКГ або напівавтоматичне вимірювання напруження, що відповідає тривалості R—R. Такі вимірювання неможливо здійснити з високою точністю. Крім того, при дослідженні ритму серця за великі проміжки часу і при аналізі повільних ритмів такі вимірювання потребують значних витрат часу.

Ми пропонуємо методику повністю автоматизованого аналізу ритму серця, в якій використані тільки застосовані в промисловості електронні прилади. Методика успішно може застосовуватися в тих випадках, коли для аналізу використовується компресійна інтервалограма з коефіцієнтом стиснення в 10, 100 і більше разів, яка реєструється протягом тривалого часу (1—10 год). Блок-схема апаратури наведена на рисунку.

Сигнали ЕКГ надходять з обслуђуваного по радіозв'язку (радіозв'язок здійснюється з допомогою комплексу апаратури телеелектрокардіографа ТЕК-1) і проводовому зв'язку на обчислювальний комплекс.

Спрямлення ТЕК-1 з проводовою лінією зв'язку здійснюється з допомогою підсилювача УЗ-12 з низькоомним виходом і регульованою смугою пропускання, що дає можливість знизити рівень завад, які виникають на вході лінії. З низькоомного виходу підсилювача ($R=50\text{ ом}$) сигнал по проводовій лінії надходить на вхід підсилювача біопотенціалів УБП-1. В іншому варіанті блок-схеми сигнал ЕКГ з виходу стандартного електрокардіографічного підсилювача надходить безпосередньо на підсилювач біопотенціалів.

Одночасне застосування для передачі сигналу ЕКГ проводового зв'язку і радіозв'язку дозволяє здійснювати на одному обчислювальному комплексі дослідження ритму серця в різних підрозділах крупних лікувальних закладів. При цьому в межах одного підрозділу при дослідженнях в динаміці звичайно застосовують радіозв'язок, а зв'язок між підрозділами і обчислювальним центром здійснюється по проводах.

Сигнал ЕКГ, що надійшов в обчислювальний центр, надходить на вхід підсилювача біопотенціалів. УБП-1 має регульовану смугу пропускання (знизу від 0,1 до 10 гц і зверху від 80 до 15000 гц), що дає можливість відповідним чином відрегулювати амплітуду і форму зубця R для підвищення співвідношення амплітуди зубця R до амплітуд інших зубців ЕКГ або напруженню завад. З виходу УБП-1 сигнал надходить на вхід генератора прямокутних імпульсів типу Г5-6А, який працює в ждучому режимі. Регулюванням рівня запуску генератора прямокутних імпульсів і коефіцієнта підсилення УБП-1 можна домогтися чіткого спрацьовування генератора тільки від зубця R, що

контролюється
осцилографом
пруження з ви
Водночас
і тривалістю 5
призначеного,

Пациєнт

Блок

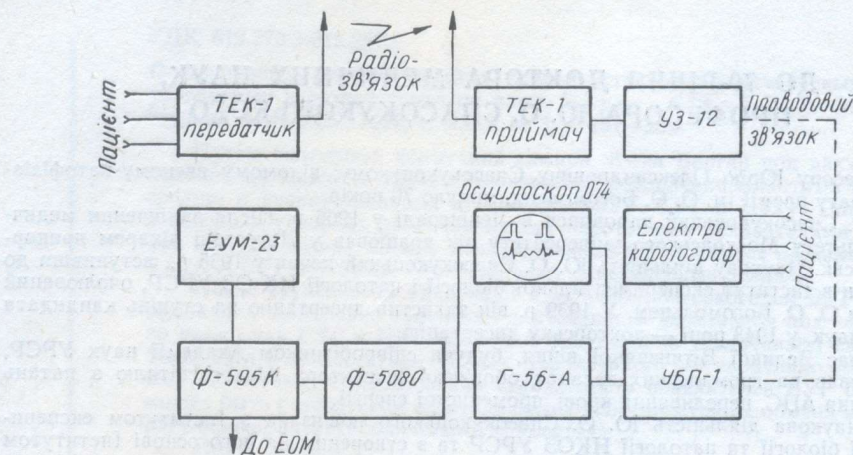
вимірює і вив
пульсів, що на
Відповідне наг
потім на елект
ду друкує зна
виходу трансф
в ЕОМ для мал
В наших
Обчислювали т
значенням інте
валів R—R на
стає і залишає
густота. Описа
ринах і в кліні
для досліджен
ється аналізу п

1. Баевский
2. Воскрес
3. Гублер Е.
4. Жемайт
5. Максимо
6. Сиротск
7. Черного

Експериментал
окружного

контролюється по екрану двопроменевого осцилографа (тип 074). На один вхід цього осцилографа подається посилене в УБП-1 напруження ЕКГ, а на інший вхід — напруження з виходу генератора прямокутних імпульсів.

Водночас з виходу генератора Г5-6А прямокутні імпульси напруженням 5—10 в і тривалістю 50 мс надходять на вхід електронного частотоміра — хронометра Ф5080, призначеного, зокрема, для вимірювання періодів слідування імпульсів. Частотомір



Блок-схема апаратури для автоматичної реєстрації ритму серця.

вимірює і виводить на світлове табло середнє арифметичне значення суми періодів імпульсів, що надходять, тобто суми інтервалів R—R за 10, 100 або 1000 ударів серця. Відповідне напруження з виходу частотоміра надходить на транскриптор Ф595 КМ і потім на електронну пишучу машину ЕУМ-23, яка з швидкістю шість-сім знаків на секунду друкує значення усереднених тривалостей R—R в ході дослідження. Одночасно з виходу транскриптора кодовані сигнали при відповідному спряженні можуть бути введені в ЕОМ для математичної обробки.

В наших дослідках аналізували масив з 400 чисел (компресійна інтервалограма). Обчислювали такі показники: гістограма розподілу; дисперсія; функція кореляції з визначенням інтервалу кореляції, значення коефіцієнта кореляції при зрушенні ряду інтервалів R—R на одне значення, кількість зрушень, при яких значення коефіцієнта кореляції стає і залишається менше 0,3 і 0 відповідно; коефіцієнт асиметрії; експес; спектральна густина. Описана методика аналізу ритму серця була апробована нами в дослідках на тваринах і в клініці. Одержані результати, що дозволяють рекомендувати цю методику для досліджень, в яких провадиться тривала реєстрація ритму і основна увага приділяється аналізу повільних ритмів серця.

Література

1. Баевский Р. М. Синусовая аритмия с точки зрения кибернетики.— В кн.: Математические методы анализа сердечного ритма, М., 1968, 9—23.
2. Воскресенский А. Д., Симоненко В. В. Распознавание гиподинамических состояний и оценка переносимости ортостатических проб по комплексу показателей сердечно-сосудистой системы.— В кн.: Ритм сердца в норме и патологии, Вильнюс, 1970, 57—63.
3. Гублер Е. В., Генкин А. А. Распознавание угрожающих состояний по изменением частоты и ритмичности сердечных сокращений.— В кн.: Математические методы анализа сердечного ритма, М., 1968, 104—118.
4. Жемайтис Д. Ритмограмма как отражение особенностей сердечного ритма.— В кн.: Ритм сердца в норме и патологии, Вильнюс, 1970, 99—111.
5. Максимов Д. Г. Контроль и физиологическая оценка ритма сердечных сокращений при стрессовых воздействиях на человека и животных.— В кн.: Ритм сердца в норме и патологии, Вильнюс, 1970, 64—70.
6. Сиротский В. В., Ветров А. П., Гарбовский В. В. Метод анализа ритма с примен. малой ЭВМ.— Фізіол. журн. АН УРСР, 1974, 20, 2, 254—257.
7. Черногоров И. А. Нарушения ритма сердца, М., Медгиз, 1962.

Експериментальна лабораторія Київського
окожного військового госпіталю

Надійшла до редакції
6.VIII 1975 р.