



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 53762

(13) C2

(51) 7 A61B5/02

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

(54) СПОСІБ ЗВУКОВОГО ВІДОБРАЖЕННЯ БІОПOTЕНЦІАЛІВ СЕРЦЕВОГО М'ЯЗА ТА ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО ЗДІЙСНЕННЯ

1

2

(21) 2000063245

(22) 06 06 2000

(24) 17 02 2003

(46) 17 02 2003, Бюл. № 2, 2003 р.

(72) Семенець Валерій Васильович, Леонідов Володимир Іванович

(73) ХАРКІВСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

(56) US 3565058 23 02 1971

US 3428150 04 02 1966

DE 4433578 28 03 1996

US 3199508 10 08 1965

US 4754762 05 07 1988

(57) 1. Спосіб звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза, що передбачає звукове відображення біопотенціалів, який відрізняється тим, що біопотенціал серцевого м'яза використо-

вують як модулюючий по частоті й амплітуді щодо сигналу звукового діапазону частотою f_0 із наступним його перетворенням у звуковий сигнал і випромінюванням у навколишній простір.

2. Пристрій звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза, що містить універсальний підсилювач, а також послідовно з'єднані підсилювач потужності і електроакустичний перетворювач, який відрізняється тим, що в нього додатково введені послідовно з'єднані інвертор і комутатор, а також керований генератор несучого сигналу типу "меандр", причому вихід універсального підсилювача з'єднано зі входами інвертора, комутатора і керованого генератора, виходи якого з'єднані з керуючими входами комутатора, вихід котрого з'єднано зі входом підсилювача потужності.

Винахід відноситься до медичної техніки і може бути використаний для контролю за діяльністю серцевого м'яза в процесі проведення хірургічних операцій, при спостереженні за реанімаційними і стаціонарними хворими й в інших випадках, при яких потрібен контроль за станом серцевої діяльності й інших життєвих функцій.

Найбільш близьким по своєму функціональному призначенню до запропонованого винаходу є спосіб звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза (Медицинская электронная аппаратура для здравоохранения, перевод с англ. под ред. Р. И. Утямышева, М. Радио и связь, 1981 г., сс. 192 - 193, с. 205). По цьому способу кожне скорочення серцевого м'яза відзначається звуковим або світловим сигналом (або тим і іншим відразу). Для цього біопотенціал серцевого м'яза перетворюють у бінарний сигнал, розмір якого дорівнює нулю при розмірі біопотенціала нижче деякого граничного значення E_0 , і дорівнює одиниці в тому випадку, якщо біопотенціал більше E_0 . Розмір E_0 вибирається таким чином, щоб його міг перевищити тільки зубець R у комплексі QRS першого стандартного відведення біопотенціалу серцевого м'яза. У той момент, коли відбувається перевищення зубцем R

порога E_0 , формують радіоімпульс стандартної тривалості й амплітуди, частота заповнення котрого f_0 вибирається у звуковому діапазоні. Отриманий радіоімпульс перетворюється потім у звуковий сигнал, за допомогою якого відзначається кожне серцеве скорочення. Таке відображення біопотенціалу використовують для контролю на слух частоти серцевих скорочень.

Недоліком цього способу є низька інформативність звукового сигналу, що випромінюється. Однак, у деяких ситуаціях, наприклад, таких як процес реанімації, процес проведення хірургічних операцій, лікарю необхідна більш докладна інформація про діяльність серця, для цього йому доводиться розглядати ЕКГ на моніторі або на паперовому носії, що відриває його від конкретних дій у даний момент і знижує швидкість реакції реагування. Крім того, зоровий аналіз зображення вимагає значно більших витрат часу, чим аналіз звукових сигналів.

Технічною задачею, що автори вирішують у запропонованому винаході, є збільшення інформативності акустичного відображення біопотенціалу серцевого м'яза шляхом модуляції несучого сигналу напруженою біопотенціалу серцевого м'яза,

(13) C2

(11) 53762

(19) UA

що створює можливість медичному персоналу аналізувати ЕКГ на слух

Ця задача вирішена таким чином. У способі звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза, що містить звукове відображення біопотенціалів, згідно винаходу, біопотенціал серцевого м'яза використовують як моделюючий по частоті й амплітуді щодо сигналу звукового діапазону частотою f_0 із наступним його перетворенням у звуковий сигнал і випромінюванням у навколишній простір. Як бачимо, замість бінарного порогового перетворення ЕКГ використовують безперервну амплітудно-частотну модуляцію несучого сигналу звукової частоти f_0 напругою біопотенціалу, що знімається з пацієнта традиційним методом. Отриманий безперервний амплітудно-частотно-модульований сигнал потім випромінюється в навколишній простір. За допомогою частотної модуляції розрізняється полярність зубців ЕКГ, а за допомогою амплітудної модуляції - їх розмір. Такий спосіб відображення ЕКГ забезпечує швидку поточну оцінку діяльності серця шляхом аналізу ЕКГ на слух по всіх можливих відведеннях.

Для здійснення цього способу було створено пристрій.

Найбільше близьким до запропонованого пристрою є пристрій монітор хірургічний (Монитор хирургический МХ-01. Техническое описание. 6 П2 893 018 ТО). Це комплексний пристрій призначений для контролю декількох життєвих функцій одночасно, тому розглянемо тільки ту частину, що реалізує звукове відображення біопотенціалів серцевого м'яза в режимі індикації ЕКГ. Блок-схема цієї частини пристрою включає послідовно з'єднані універсальний підсилювач, схему виділення синхроімпульсів, формувач стандартних імпульсів, генератор сигналів низької частоти, підсилювач потужності і електроакустичний перетворювач. Сигнал із виходу попередніх пристроїв підготування біопотенціалу (тут не розглядається) подається на вхід універсального підсилювача, з виходу якого подається на вхід схеми виділення синхроімпульсів, де здійснюється порогове перетворення сигналу і формуються імпульси в момент перевищення біопотенціалом (R -зубцем) порогового значення. Ці імпульси запускають формувач, що генерує на кожний імпульс, що запускає, стандартний відео-імпульс постійної амплітуди і тривалості. Отриманий стандартний відео-імпульс подається на керуючий вхід генератора сигналів низької частоти і запускає його на час тривалості стандартного імпульсу. З виходу генератора НЧ знімається радіоімпульс із частотою заповнення f_0 , що подається на підсилювач потужності, із виходу якого посилений радіоімпульс подається на електроакустичний перетворювач де перетворюється в звуковий сигнал і випромінюється в простір.

Недоліком пристрою є те, що він перетворює напругу біопотенціалу в стандартний звуковий сигнал і робить це тільки в одній точці часового інтервалу коли зубець R перевищує задане граничне значення і не відтворює в звуковому відображенні докладно всю ЕКГ пацієнта.

Технічною задачею в даному випадку є збільшення інформативності акустичного відображення біопотенціалів серцевого м'яза шляхом введення в

пристрій інвертора, комутатора і керованого генератора.

Ця задача вирішена таким чином. У пристрій звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза, що містить універсальний підсилювач, а також послідовно з'єднані підсилювач потужності і електроакустичний перетворювач, згідно з винаходом, введені послідовно з'єднані інвертор і комутатор, а також керований генератор несучого сигналу типу "меандр", причому вихід універсального підсилювача з'єднано зі входом інвертора, комутатора і керованого генератора, виходи якого з'єднані з керуючими входами комутатора, вихід котрого з'єднано зі входом підсилювача потужності.

У даному пристрої замість порогового пристрою (схема виділення синхроімпульсів у прототипі), що із сигналу біопотенціалу формує імпульси з частотою серцевих скорочень, входять послідовно з'єднані інвертор і комутатор, а також керований генератор, що у сукупності реалізують амплітудно-частотний модулятор. Таким чином у даному випадку здійснюється заміна порогового перетворення на безперервну амплітудно-частотну модуляцію несучого сигналу типу "меандр" напругою біопотенціалів, що збільшує інформативність акустичного відображення біопотенціалу.

На фіг. зображена блок-схема пристрою звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза.

Пристрій містить універсальний підсилювач 1, вихід якого з'єднано зі входами інвертора 2, керованого генератора 3 і комутатора 4, виходи керованого генератора 3 також з'єднано з керованими входами комутатора 4, який послідовно з'єднано з підсилювачем потужності 5 і електроакустичним перетворювачем 6.

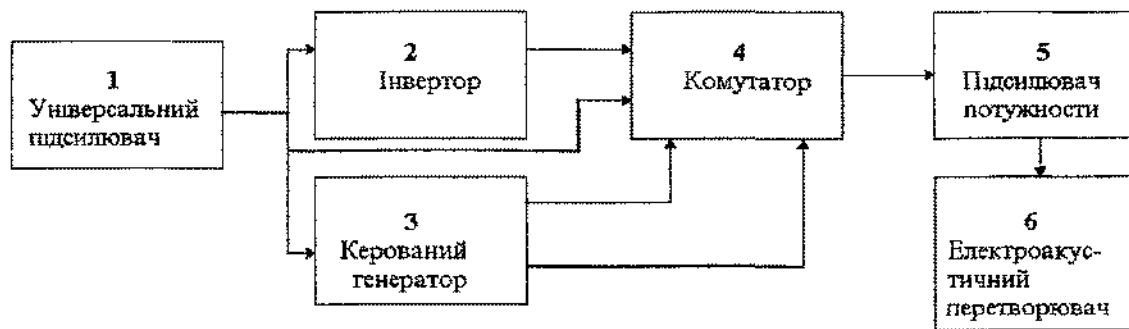
Розглянемо реалізацію способу звукового відображення біопотенціалів серцевого м'яза на прикладі роботи пристрою.

Сигнал із виходу універсального підсилювача 1 надходить на вхід інвертора 2, на вхід керованого генератора 3 і на другий вхід комутатора 4. Керований генератор 3 виробляє дві протифазні послідовності імпульсів, частота яких змінюється в залежності від розміру напруги біопотенціалів. Отриманий сигнал подається на керуючий третій і четвертий входи комутатора 4, а на два сигнальні, перший і другий, входи якого подаються сигнали з виходу інвертора 2 і з виходу універсального підсилювача 1. Комутатор 4 виконаний на польових транзисторах і здійснює підключення виходу комутатора по черзі до виходу універсального підсилювача 1 і до виходу інвертора 2 із частотою керованого генератора 3. У результаті на виході комутатора 4 формується амплітудно-модульований сигнал, у якого обвідна є сигналом біопотенціалів, а частота заповнення змінюється в чутному діапазоні від f_b до f_n у залежності від розміру напруги біопотенціалів. Цей сигнал підсилюється в підсилювачі потужності і перетворюється у звуковий в електроакустичному перетворювачі 6.

Таким чином, на відміну від прототипу, де із сигналу біопотенціалу серцевого м'яза формується стандартний звуковий сигнал, у даному винахо-

ді формується безперервний амплітудно-частотно-модульований сигнал, що відображає всі зміни

біопотенціалу безупинно в часу



Фіг.