



(19) RU⁽¹¹⁾ 2 197 309⁽¹³⁾ C2
(51) МПК⁷ A 63 B 24/00

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

(21), (22) Заявка: 2000104206/12, 18.02.2000

(24) Дата начала действия патента: 18.02.2000

(46) Дата публикации: 27.01.2003

(56) Ссылки: RU 2002476 C1, 15.11.1993. DE 19537153 A1, 11.04.1996. EP 0517990 A1, 16.12.1992. EP 1103287 A2, 30.05.2001. WO 96/38207 A1, 15.12.1996.

(98) Адрес для переписки:
197082, Санкт-Петербург, П-82, Ждановская
наб., 13, В.Ф.Фатееву

(71) Заявитель:

Военный инженерно-космический университет
им. А.Ф. Можайского

(72) Изобретатель: Дикарев В.И.,

Койнаш Б.В., Присяжнюк С.П., Беломытцев В.А.

(73) Патентообладатель:

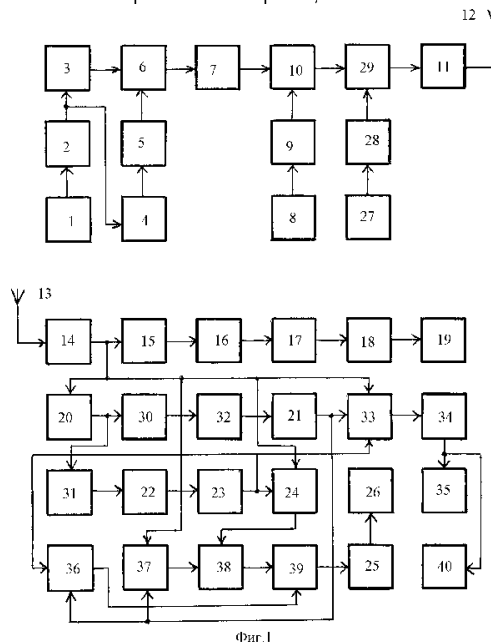
Военный инженерно-космический университет
им. А.Ф. Можайского

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ДЕЙСТВИЙ И СОСТОЯНИЯ НАБЛЮДАЕМОГО ЧЕЛОВЕКА

(57)

Изобретение относится к области медицинской и спортивной техники и может быть использовано для дистанционной регистрации, анализа и исследования физиологических функций наблюдаемого человека в процессе его профессионально-трудовой и спортивной деятельности, а также при заболеваниях. Цель изобретения - повышение достоверности оценки функционального состояния наблюдаемого человека путем дистанционной регистрации основных показателей его внешнего дыхания. Устройство содержит контактный элемент 1 со средствами крепления на обуви человека, первую дифференцирующую цепь 2, первый ждущий мультивибратор 3, инвертор 4, второй ждущий мультивибратор 5, элемент ИЛИ 6, амплитудный манипулятор 7, пьезоэлектрический датчик 8, второй триггер 9, фазовый манипулятор 10, радиопередатчик 11, передающую антенну 12, приемную антенну 13, радиоприемник 14, амплитудный детектор 15, вторую дифференцирующую цепь 16, первый однополярный вентиль 17, первый триггер 18, первый регистрирующий прибор 19, удвоитель 20 частоты, первый узкополосный фильтр 21, первый делитель 22 частоты на два, второй узкополосный фильтр 23, первый фазовый детектор 24, второй однополярный вентиль 25, второй регистрирующий прибор 26, дыхательный датчик 27, преобразователь "код-напряжение"

28, частотный манипулятор 29, первую 30 и вторую 31 системы фазовой автоподстройки частоты, второй делитель 32 частоты на два, частотный демодулятор 33, третий однополярный вентиль 34, третий регистрирующий прибор 35, формирователь 36, второй фазовый детектор 37, сумматор 38, третий фазовый детектор 39 и звуковой сигнализатор 40. 3 з.п. ф-лы, 4 ил.





(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 197 309** ⁽¹³⁾ **C2**
(51) Int. Cl.⁷ **A 63 B 24/00**

RUSSIAN AGENCY
FOR PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: 2000104206/12, 18.02.2000
(24) Effective date for property rights: 18.02.2000
(46) Date of publication: 27.01.2003
(98) Mail address:
197082, Sankt-Peterburg, P-82, Zhdanovskaja
nab., 13, V.F.Fateevu

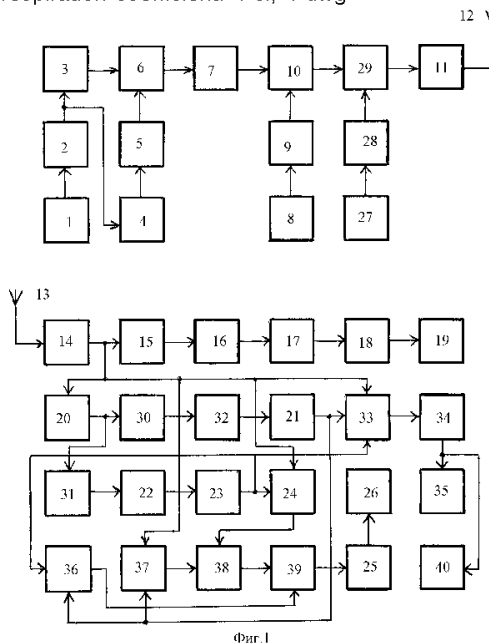
(71) Applicant:
Voennyj inzhenerno-kosmicheskij universitet
im. A.F. Mozhajskogo
(72) Inventor: Dikarev V.I.,
Kojnash B.V., Prizjajhnjuk S.P., Belomyttsev V.A.
(73) Proprietor:
Voennyj inzhenerno-kosmicheskij universitet
im. A.F. Mozhajskogo

(54) **APPARATUS FOR DETECTING ACTIONS AND STATE OF INDIVIDUAL UNDER OBSERVATION**

(57) Abstract:

FIELD: sportive and medicinal equipment.
SUBSTANCE: apparatus has contact member 1 equipped with device for attachment to individual's shoes, first differentiation circuit 2, first waiting multivibrator 3, inverter 4, second waiting multivibrator 5, OR gate 6, amplitude manipulator 7, piezoelectric sensor 8, second trigger 9, phase manipulator 10, radio transmitter 11, transmitting antenna 12, receiving antenna 13, radio receiver 14, amplitude detector 15, second differentiation circuit 16, first single-pole rectifier 17, first trigger 18, first detecting device 19, frequency doubler 20, first narrow-band filter 21, first frequency divider 22 for dividing frequency into two, second narrow-band filter 23, first phase detector 24, second single-pole rectifier 25, second detecting device 26, respiration sensor 27, "code-voltage" converter 28, frequency manipulator 29, first 30 and second 31 automatic phase frequency adjustment systems, second frequency divider 32 for dividing frequency into two, frequency demodulator 33, third single-pole rectifier 34, third detecting device 35, former 36, second phase detector 37, summator 38, third phase detector 39, and sound-type warning device 40. Apparatus is used for remote control detection, analysis and investigation of physiological

functions of individual under observation during working and in the process of his sportive activities, as well as in sick state. EFFECT: provision for obtaining reliable results for adequate evaluation of individual's functional state by remote control detection of basic external respiration coefficient. 4 cl, 4 dwg



Изобретение относится к области медицинской и спортивной техники и может быть использовано для дистанционной регистрации, анализа и исследования физиологических функций наблюдаемого человека в процессе его профессионально-трудовой и спортивной деятельности, а также при заболеваниях.

Рациональное построение трудовой деятельности, занимающей важное место в жизни человека и представляющей его главную социальную функцию, немыслимо без детального изучения закономерностей, управляющих протеканием физиологических процессов при работе и под влиянием работы. Познание этих закономерностей важно в нескольких аспектах. Во-первых, оно дает физиологическое обоснование научной организации производства - от выбора рабочих движений до регламентации режима труда и отдыха. Во-вторых, исследование функциональных сдвигов дает представление не только о характере выполняемой работы, но и об условиях производственной сферы. В-третьих, физиологические наблюдения позволяют судить о характере течения некоторых патологических процессов и болезней в условиях профессиональной деятельности.

Физиология труда имеет немало общего с физиологией спорта, ибо в трудовых процессах мышечная деятельность занимает важное место, а физическая культура приобретает существенное значение в системе научной организации труда.

Вместе с тем физиология трудовых процессов является, конечно, более широкой и совершенно самостоятельной областью ибо

1) она охватывает все виды физического и умственного труда;

2) мышечная нагрузка при трудовой деятельности обычно не носит того характера предельных напряжений, который так типичен для спорта.

В связи с этим исследования трудовых процессов особенно сложны, приходится улавливать нюансы физиологических сдвигов, обоснованная оценка которых может быть дана подчас лишь на основе нескольких наблюдений за их влиянием на организм человека.

Стремление к получению данных о протекании функций организма в реальных условиях работы характерно для современной физиологии труда еще в большей мере, чем для наблюдений за спортсменами. С одной стороны, важно учитывать условия производственной сферы, в которых выполняется работа, с другой стороны, необходимо изучение не кратковременных отрезков работы, имеющих большое значение для спортсмена с его максимальными напряжениями, а продолжительных периодов деятельности с учетом особенностей функциональных сдвигов в разные моменты рабочего дня. В лаборатории подобные наблюдения провести нельзя.

Известны устройства для регистрации действий и состояния наблюдаемого человека (авт. свид. СССР 467745, А 63 В 69/00, 1976; 748471, G 07 F 1/24, 1980; 1284571, А 63 В 69/00, 1985, патенты РФ 2002476, А 63 В 69/00, 1992; 2031679, А 63 В 69/00, 1992; патент Великобритании 2005548,

А 63 В 69/36, 1979, В.М. Зацюрский и др. Спортивная метрология. - М., Физкультура и спорт, 1982, с. 104 - 129 и др.).

Из известных устройств наиболее близким к предлагаемому является "Устройство для регистрации действий спортсмена на дистанции (патент РФ 2002476, А 63 В 69/00, 1992), которое и выбрано в качестве прототипа.

Указанное устройство содержит последовательно включенные контактный элемент со средствами крепления на обуви наблюдаемого человека, первую дифференцирующую цепь, инвертор, второй ждущий мультивибратор, элемент ИЛИ, второй вход которого через первый ждущий мультивибратор соединен с выходом первой дифференцирующей цепи, амплитудный манипулятор и фазовый манипулятор, последовательно включенные радиопередатчик и передающую антенну, последовательно включенные приемную антенну, радиоприемник, амплитудный детектор, вторую дифференцирующую цепь, первый однополярный вентиль, первый триггер и первый регистрирующий прибор, сумматор, второй и третий однополярные вентили.

Техническим результатом изобретения является повышение достоверности оценки функционального состояния наблюдаемого человека путем дистанционной регистрации основных показателей его внешнего дыхания.

Указанный технический результат достигается тем, что в известное устройство для регистрации действий и состояния наблюдаемого человека, содержащее последовательно включенные контактный элемент со средствами крепления на обуви наблюдаемого человека, первую дифференцирующую цепь, инвертор, второй ждущий мультивибратор, элемент ИЛИ, второй вход которого через первый ждущий мультивибратор соединен с выходом первой дифференцирующей цепи, амплитудный манипулятор и фазовый манипулятор, последовательно включенные радиопередатчик и передающую антенну, последовательно включенные приемную антенну, радиоприемник, амплитудный детектор, вторую дифференцирующую цепь, первый однополярный вентиль, первый триггер и первый регистрирующий прибор, сумматор, второй и третий однополярные вентили, согласно изобретению введены на передающей стороне дыхательная маска, надеваемая на наблюдаемого человека, пьезоэлектрический датчик, закрепляемый на запястье руки человека и подключенный через второй триггер к второму входу фазового манипулятора, последовательно включенные дыхательный датчик, преобразователь "код-напряжение" и частотный манипулятор, второй вход которого соединен с выходом фазового манипулятора, а выход подключен к входу радиопередатчика, а на приемной стороне удвоитель частоты, две системы фазовой автоподстройки частоты, два делителя частоты на два, два узкополосных фильтра, частотный демодулятор, три фазовых детектора, формирователь, звуковой сигнализатор, второй и третий регистрирующие приборы, причем к выходу радиоприемника последовательно

подключены удвоитель частоты, первая система фазовой автоподстройки частоты, второй делитель частоты на два, первый узкополосный фильтр, частотный демодулятор, второй и третий входы которого соединены с выходами радиоприемника и второго узкополосного фильтра соответственно, третий однополярный клапан и третий регистрирующий прибор, к выходу удвоителя частоты последовательно подключены вторая система фазовой автоподстройки частоты, первый делитель частоты на два, второй узкополосный фильтр и первый фазовый детектор, второй вход которого соединен с выходом радиоприемника, последовательно подключенные к выходу радио-приемника второй фазовый детектор, второй вход которого соединен с выходом первого узкополосного фильтра, сумматор, второй вход которого соединен с выходом первого фазового детектора, третий фазовый детектор, второй вход которого через формирователь соединен с выходами первого и второго узкополосных фильтров, второй однополярный клапан и второй регистрирующий прибор, к выходу третьего однополярного клапана подключен звуковой сигнализатор. Первая дифференцирующая цепь, первый и второй ждущие мультивибраторы, инвертор, элемент ИЛИ, амплитудный манипулятор, второй триггер, фазовый манипулятор, частотный манипулятор и радиопередатчик объединены в отдельный блок, который размещен в ранце, переносимом наблюдаемым человеком.

Передающая антенна выполнена в виде короткого штыря, размещена вертикально на голове наблюдаемого человека и закреплена с помощью дыхательной маски.

Дыхательный датчик выполнен в виде крыльчатого анемометра, который вмонтирован в дыхательный клапан дыхательной маски и ориентирован перпендикулярно входному воздушному потоку, и фотодиода, обеспечивающего преобразование числа оборотов крыльчатого анемометра в электрические импульсы.

Структурная схема предлагаемого устройства представлена на фиг.1. Временные диаграммы, поясняющие работу устройства, изображены на фиг.2 и 3. Взаимное расположение символьных частот сигнала с комбинированной амплитудной, фазовой и частотной манипуляцией показано на фиг.4. Устройство для регистрации действий и состояния наблюдаемого человека содержит контактный элемент 1 со средствами крепления на обуви человека, первую дифференциальную цепь 2, первый ждущий мультивибратор 3, инвертор 4, второй ждущий мультивибратор 5, элемент ИЛИ 6, амплитудный манипулятор 7, пьезоэлектрический датчик 8, второй триггер 9, фазовый манипулятор 10, радиопередатчик 11, передающую антенну 12, приемную антенну 13, радиоприемник 14, амплитудный детектор 15, вторую дифференцирующую цепь 16, первый однополярный клапан 17, первый триггер 18, первый регистрирующий прибор 19, удвоитель частоты 20, первый узкополосный фильтр 21, первый делитель частоты на два, второй узкополосный фильтр 23, первый фазовый детектор 24, второй однополярный клапан 25, второй

регистрирующий прибор 26, дыхательный датчик 27, преобразователь "код - напряжение" 28, частотный манипулятор 29, первую 30 и вторую 31 системы фазовой автоподстройки частоты, второй делитель частоты на два, частотный демодулятор 33, третий однополярный клапан 34, третий регистрирующий прибор 35, формирователь 36, второй фазовый детектор 37, сумматор 38, третий фазовый детектор 39 и звуковой сигнализатор 40.

Устройство работает следующим образом.

Установленный в обуви наблюдаемого человека контактный элемент 1 вырабатывает потенциальный сигнал при опоре человека на одну из ног (фиг.2, а). Длительность T_0 сигнала определяется

продолжительностью опоры. Этот сигнал преобразуется дифференцирующей цепью 2 в два коротких импульса разной полярности, соответствующих началу и концу потенциального сигнала (фиг.2, б).

Положительный короткий импульс соответствует моменту начала опоры человека на ногу, а отрицательному короткому импульсу соответствует окончание опоры человека на эту ногу. Положительный короткий импульс поступает на вход ждущего мультивибратора 3, который генерирует одиночный прямоугольный импульс

длительностью τ_1 (фиг. 2, в). Отрицательный короткий импульс инвертируется инвертором 4 (фиг.2, г) и поступает на вход ждущего мультивибратора 5, который вырабатывает прямоугольный импульс

длительностью τ_2 (фиг.2, д). Времязадающие элементы ждущих мультивибраторов 3 и 5 выбраны таким образом, что

длительность τ_2 существенно меньше длительности τ_1 , например в 2-3 раза. Длительность τ_2 определяется полосой

пропускания используемого в устройстве тракта радиопередатчик - радиоприемник.

С выходов ждущих мультивибраторов 3 и 5 прямоугольные импульсы подаются на соответствующие входы элемента ИЛИ 6, который выполняет роль сумматора. В результате на выходе элемента ИЛИ 6, будет действовать импульсная последовательность

$M(t)$, состоящая из чередующихся прямоугольных импульсов

длительностью τ_1 и τ_2 (фиг. 2, е). Причем импульсу длительностью τ_1 соответствует момент начала опоры человека на ногу, а импульсу длительностью τ_2 - окончание опоры человека на эту ногу.

Амплитудный манипулятор 7 заполняет эти импульсы высокочастотным сигналом (фиг. 2, ж). Пьезоэлектрический датчик 8, закрепленный, например, на запястье руки человека, преобразует удары его пульса в короткие положительные импульсы (фиг.2, з).

Эти импульсы поступают на счетный вход триггера 9 и преобразуются в последовательность прямоугольных разнополярных импульсов

длительностью τ_3 (фиг.2, и). На выходе фазового манипулятора 10 образуется высокочастотный сигнал с комбинированной амплитудной и фазовой манипуляцией (АМн-ФМн) (фиг.2, к).

$$U_1(t) = U_c \cos[2\pi f_1 t + \varphi_k(t)],$$

$$0 \leq t \leq \tau_1, 0 \leq t \leq \tau_2$$

где U_c, f_1 = амплитуда и несущая частота сигнала;

$\varphi_k(t) = \{0, \pi\}$ - манипулируемая составляющая фазы, отображающая закон фазовой манипуляции в соответствии с модулирующим кодом (фиг.2, и), причем $\varphi_k(t) = \text{const}$ при $k\tau_3 < t < (k+1)\tau_3$ и может изменяться скачком при $t = k\tau_3$, т.е. на границах между элементарными посылками ($k=1,2,\dots,N-1$); τ_3 , N - длительность и количество элементарных посылок, которые определяются частотой и ритмом пульса человека.

Наблюдаемый человек снабжен также дыхательной маской с клапанами-замыкателями и дыхательным датчиком, который выполнен в виде крыльчатого анемометра, вмонтированного во вдыхательный клапан маски. Входной воздух вращает крыльчатку, лопасти которой ориентированы перпендикулярно к воздушному потоку; с окончанием вдоха крыльчатка останавливается. Число ее оборотов преобразуется в электрические импульсы с помощью бесконтактного датчика, в качестве которого используется фотодиод (в принципе может применяться миниатюрный магнито-электрический датчик и другие датчики).

Известно, что число оборотов дыхательного датчика в единицу времени практически линейно зависит от объемной скорости воздуха как в статическом режиме, так и при реальном дыхании исследуемого с разными объемами вентиляции. Движение крыльчатки определяется только воздушным потоком при дыхании, датчик дыхания не чувствителен к механическим воздействиям и в этом смысле соответствует условию динамических исследований.

С одной стороны, дискретный характер сигналов, возникающий при вращении крыльчатки во время вдоха, и отсутствие их в фазе выдоха обеспечивают весьма удобную и надежную слуховую индикацию частоты дыхания. С другой стороны, линейная зависимость скорости вращения крыльчатки от объемной скорости вдыхаемого воздуха обеспечивает не только измерение объема легочной вентиляции за определенный отрезок времени, но и индикацию мгновенного изменения скорости воздуха, т.е. пневмотахограммы.

Импульсы от дыхательного датчика 27 (фиг.2, л) поступают на вход преобразователя "код - напряжение" 28, где они преобразуются в прямоугольные импульсы, длительность которых пропорциональна числу импульсов, а следовательно, и объемной скорости вдыхаемого воздуха. Образованные прямоугольные импульсы формируются только при вдохе человека, образуют модулирующую функцию $M_3(t)$ (фиг. 2, м) и поступают на второй вход частотного манипулятора 29, на первый вход которого подается сигнал $U_1(t)$ с выхода фазового манипулятора 10. При поступлении на второй вход частотного манипулятора 29 прямоугольного импульса частота сигнала приобретает второе значение f_2 .

На выходе частотного манипулятора 29 образуется высокочастотный сигнал с комбинированной амплитудной, фазовой и

частотной манипуляцией (Амн - ФМн - ЧМн) (фиг.2, н)

$$U_2(t) = U_c \cos[2\pi f_{cp}t + \varphi_k(t)],$$

$$0 \leq t \leq \tau_1, 0 \leq t \leq \tau_2.$$

$$5 \quad \text{где} \quad f_{cp} = f_3 = \frac{f_1 + f_2}{2} \quad - \text{средняя}$$

частота сигнала;

$$10 \quad f_1 = f_{cp} - \frac{1}{4\tau_u} \quad - \text{частота,}$$

соответствующая символу "0" (пауза) (фиг.4);

$$f_2 = f_{cp} + \frac{1}{4\tau_u} \quad - \text{частота,}$$

соответствующая символу "1" (посылка).

15 Радиопередатчик 11 усиливает сигнал $U_2(t)$ до уровня, необходимого для организации связи на заданной территории (участке местности) и через антенну 12 излучает в эфир. При этом передающая антенна 12 с помощью дыхательной маски крепится на голове наблюдаемого человека. Тело наблюдаемого человека также играет роль антенны с вертикальной поляризацией и круговой диаграммой направленности. В качестве передающей антенны 12 могут быть использованы штыревые и рамочные антенны. Реально возможно применение только короткой штыревой антенны длиной до 10 см. При этом тело человека играет роль противовеса штыревой антенны. Размещение штыревой антенны 12 на голове наблюдаемого человека обусловлена, кроме того, тем фактом, что голова является наиболее высокой точкой при выполнении обычной трудовой и спортивной деятельности и что она наиболее защищена от сотрясений, вибраций и ударов. Естественно, эти факторы очень важны при выборе места размещения антенны 12.

30 Однако существуют и факторы электрического характера, говорящие о пользе размещения антенны 12 именно на голове наблюдаемого человека. Возбуждение токов в телах, размеры которых меньше длины волны, рассматривается с позиций электростатики. Если человека вместе с антенной 12 представить в виде короткого диполя, то это равносильно тому, что при смещении антенны вдоль тела как бы меняется наклон оси эквивалентного диполя. От места установки антенны 12 на наблюдаемом человеке зависит не только направление нулевой оси излучения, но и эффективность антенны 12, поскольку плотность зарядов, наводимых на различных участках тела, различна.

35 Следует отметить, что в спектре сформированного Амн - ФМн - ЧМн-сигнала с индексом частотной манипуляции

$$m_f = (f_2 - f_1)\tau_u = 0,5$$

40 символные частоты f_1 и f_2 подавлены. Поэтому радиоприемник 14 настроен на среднюю частоту $f_{cp} = f_3$. Сформированный сигнал $U_2(t)$ (фиг.3, а) улавливается приемной антенной 13, выделяется радиоприемником 14 и поступает на входы амплитудного детектора 15, удвоителя частоты 20, частотного демодулятора 33, фазовых детекторов 24 и 37.

45 Амплитудный детектор 15 выделяет огибающую сигнала (фиг.3, б), которая дифференцирующей цепью 16 преобразуется в последовательность коротких

разнополярных импульсов (фиг.3, в), которые фиксируют передние и задние фронты прямоугольных импульсов (фиг.3, б). Эти импульсы поступают на вход однополярного вентиля 17, который пропускает только короткие положительные импульсы (фиг. 3, г). Первым положительным импульсом триггер 18 переводится в единичное состояние, а вторым отрицательным импульсом триггер 18 возвращается в исходное состояние. При этом на выходе триггера формируется прямоугольный импульс длительностью T_0 (фиг.3, д). Следовательно, триггер 18 находится в единичном состоянии только в момент опоры наблюдаемого человека на ногу. Прямоугольный импульс с выхода триггера 18 поступает на информационный вход регистрирующего прибора 19, где регистрируется в любой требуемой форме. Например, если в качестве регистрирующего прибора 19 используется ондулятор, то на его ленте будут записываться импульсы опоры наблюдаемого человека на одну из ног.

На выходе удвоителя 20 частоты образуется гармоническое напряжение

$$U_3(t) = U_c \cos(4\pi f_{cp} t),$$

$$0 \leq t \leq \tau_1, 0 \leq t \leq \tau_2.$$

Удвоитель 20 частоты, системы 30 и 31 фазовой автоподстройки частоты, делители 22 и 23 образуют систему символьной синхронизации, необходимую для когерентной демодуляции принимаемого сигнала. Символьная синхронизация основана на том, что в энергетическом спектре принимаемого сигнала с индексом частотной манипуляции $m_f = 1$ появляются дискретные составляющие на символьных частотах. Сигнал с индексом частотной манипуляции $m_f > 1$ формируется из принимаемого сигнала с помощью удвоителя 20 частоты. Системы 30 и 31 фазовой автоподстройки частоты настроены на частоты $2f_1$ и $2f_2$, которые они захватывают и отслеживают. Делители 32 и 22 частоты на два предназначены для приведения в соответствие частот сигналов синхронизации и принимаемого сигнала. На выходах делителей 32 и 22 частоты на два образуются следующие гармонические напряжения (фиг.3, е, е'')

$$U_4(t) = U_c \cos 2\pi f_1 t;$$

$$U_5(t) = U_c \cos 2\pi f_2 t,$$

$$0 \leq t \leq \tau_1, 0 \leq t \leq \tau_2,$$

которые выделяются узкополосными фильтрами 21 и 22 соответственно. Напряжения $U_4(t)$ и $U_5(t)$ с выходов узкополосных фильтров одновременно поступают на входы частотного демодулятора 33 и формирователя 36. На выходе частотного демодулятора 33 образуется последовательность разнополярных импульсов (фиг. 3, к). Эта последовательность поступает на вход однополярного вентиля 34, на выходе которого образуются только прямоугольные импульсы положительной полярности (фиг.3, л), которые характеризуют основные показатели внешнего дыхания наблюдаемого человека. Указанные импульсы фиксируются регистрирующим прибором 35 и воспроизводятся на слух звуковым сигнализатором 40.

На выходе формирователя 36 формируется опорное напряжение (фиг.3, е)

$$U_0(t) = U_0 \cos \left(\frac{f_2 - f_1}{2} t \right),$$

$$0 \leq t \leq \tau_1; 0 \leq t \leq \tau_2,$$

которое поступает на опорный вход фазового детектора 39.

Напряжения $U_4(t)$ (фиг.2, е) и $U_5(t)$ (фиг.2, е'') с выходов узкополосных фильтров 21 и 23 одновременно поступают на опорные входы фазовых детекторов 37 и 24 соответственно, на информационные входы которых подается принимаемый сигнал $U_2(t)$ (фиг.3, а) с выхода радиоприемника 14. На выходах фазовых детекторов 37 и 24 образуются следующие напряжения:

$$U_6(t) = U_0 \cos[2\pi(f_{cp} - f_1)t + \varphi_k(t)];$$

$$U_7(t) = U_0 \cos[2\pi(f_2 - f_{cp})t - \varphi_k(t)],$$

$$0 \leq t \leq \tau_1; 0 \leq t \leq \tau_2,$$

$$\text{где } U_0 = \frac{1}{2} K_1 U_c^2;$$

K_1 - коэффициент передачи фазовых детекторов;

которые суммируются в сумматоре 38

$$U_{\Sigma}(t) = U_{\Sigma} \cos[2\pi f_{cp} t -$$

$$- 2\pi \left(\frac{f_2 + f_1}{2} \right) + \varphi_k(t)] \cos 2\pi \left(\frac{f_2 - f_1}{2} \right) t,$$

$$0 \leq t \leq \tau_1; 0 \leq t \leq \tau_2,$$

где $f_{cp} = \frac{f_2 + f_1}{2} = 0$, так как

символьные частоты f_1 и f_2 симметричны относительно средней частоты f_{cp} (фиг.4). Следовательно, напряжение $U_{\Sigma}(t)$ можно записать следующим образом:

$$U_{\Sigma}(t) \cos \varphi_k(t) \cos \left(\frac{f_2 - f_1}{2} t \right),$$

$$0 \leq t \leq \tau_1; 0 \leq t \leq \tau_2.$$

Это напряжение с выхода сумматора 38 поступает на информационный вход фазового детектора 39, на опорный вход которого подается напряжение $U_0(t)$ (фиг. 3, ж) с выхода формирователя 36. В результате синхронного детектирования на выходе фазового детектора 39 образуется низкочастотное напряжение:

$$U_n(t) = U_n \cos \varphi_k(t),$$

$$0 \leq t \leq \tau_1; 0 \leq t \leq \tau_2,$$

$$\text{где } U_n = \frac{1}{2} K_1 U_{\Sigma} U_0.$$

Низкочастотное напряжение $U_n(t)$ (фиг. 3, з) является аналогом модулирующего кода $M_2(t)$ (фиг.2, и), в соответствии с которым изменяется фаза сигнала. Данное напряжение поступает на вход однополярного вентиля 25, на выходе которого образуются только положительные прямоугольные импульсы (фиг. 3, и), по характеру которых можно оценить частоту пульса и сердечный ритм наблюдаемого человека. Указанные импульсы фиксируются регистрирующим прибором 26.

Физиологи, врачи спортивной медицины, тренеры и исследователи после окончания записи расшифровывают соответствующие ондулограммы и оценивают частоту пульса и сердечный ритм наблюдаемого человека, объем вентиляции, частоту дыхания,

пневмотахограмму, длительность вдоха, скорость его движения, технику преодоления дистанции и других расстояний, равномерность распределения сил и т.п.

По данным динамическим оценкам принимаются соответствующие решения. В качестве наблюдаемого человека могут быть рабочие самых различных профессий, спортсмены разнообразного профиля и просто больные люди, за которыми необходим дистанционный объективный контроль в условиях их профессиональной деятельности. Данный контроль возможен только с использованием радиоканала.

По технико-экономическим показателям наиболее рационально в настоящее время проектировать радиоканал до указанных целей в диапазоне метровых и дециметровых длин волн.

Таким образом, предлагаемое устройство по сравнению с прототипом обеспечивает повышение достоверности оценки функционального состояния наблюдаемого человека. Это достигается путем дистанционной регистрации основных показателей внешнего дыхания наблюдаемого человека (объема вентиляции, частоты дыхания, пневмотахограммы, длительности вдоха). Указанные показатели внешнего дыхания с частотой пульса, сердечным ритмом и некоторыми параметрами движения обеспечивают дистанционный контроль за наблюдаемым человеком в реальных условиях его профессиональной деятельности. Данный контроль с использованием радиоканала необходим там, где

а) трудовая деятельность человека связана со значительными перемещениями или вообще не имеется постоянного рабочего места;

б) условия производства не позволяют размещать научно исследовательскую аппаратуру вблизи рабочего места, ни вести от исследуемого длинные провода к аппаратуре, установленной на определенном расстоянии от него;

в) спортсменов перемещается на значительные расстояния (кроссмены, футболисты, лыжники, гребцы, бегуны на длинные дистанции, спортсмены по ориентации на местности и другие).

Кроме того, проводная линия, ограничивая свободу передвижения исследуемого, является существенным психологическим фактором, осложняющим условия исследования и могущим исказить его результаты.

Формула изобретения:

1. Устройство для регистрации действий и состояния наблюдаемого человека, содержащее последовательно включенные контактный элемент со средствами крепления на обуви наблюдаемого человека, первую дифференцирующую цепь, инвертор, второй ждущий мультивибратор, элемент ИЛИ, второй вход которого через первый ждущий мультивибратор соединен с выходом первой дифференцирующей цепи, амплитудный манипулятор и фазовый манипулятор, последовательно включенные радиопередатчик и передающую антенну, последовательно включенные приемную антенну, радиоприемник, амплитудный детектор, вторую дифференцирующую цепь,

первый однополярный клапан, первый триггер и первый регистрирующий прибор, сумматор, второй и третий однополярные клапаны, отличающееся тем, что в него введены на передающей стороне 5 дыхательная маска, одеваемая наблюдаемым человеком, пьезоэлектрический датчик, закрепляемый на запястье руки человека и подключенный через второй триггер к второму входу фазового манипулятора, последовательно 10 включенные дыхательный датчик, преобразователь "код-напряжение" и частотный манипулятор, второй вход которого соединен с выходом фазового манипулятора, а выход подключен к входу 15 радиопередатчика, а на приемной стороне удвоитель частоты, две системы фазовой автоподстройки частоты, два делителя частоты на два, два узкополосных фильтра, частотный демодулятор, три фазовых 20 детектора, формирователь, звуковой сигнализатор, второй и третий регистрирующие приборы, причем к выходу радиоприемника последовательно подключены удвоитель частоты, первая 25 система фазовой автоподстройки частоты, второй делитель частоты на два, первый узкополосный фильтр, частотный демодулятор, второй и третий входы которого соединены с выходами радиоприемника и 30 второго узкополосного фильтра соответственно, третий однополярный клапан и третий регистрирующий прибор, к выходу удвоителя частоты последовательно подключены вторая система фазовой автоподстройки частоты, первый делитель частоты на два, второй узкополосный фильтр и первый фазовый детектор, второй вход 35 которого соединен с выходом радиоприемника, последовательно подключенные к выходу радиоприемника второй фазовый детектор, второй вход которого соединен с выходом первого узкополосного фильтра, сумматор, второй 40 вход которого соединен с выходом первого фазового детектора, третий фазовый детектор, второй вход которого через формирователь соединен с выходами первого и второго узкополосных фильтров, второй однополярный клапан и второй регистрирующий прибор, к выходу третьего 45 однополярного клапана подключен звуковой сигнализатор.

2. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что первая дифференцирующая цепь, первый и второй ждущие мультивибраторы, инвертор, элемент ИЛИ, амплитудный манипулятор, 50 второй триггер, фазовый манипулятор, частотный манипулятор и радиопередатчик объединены в отдельный блок, который размещен в ранце, переносимом наблюдаемым человеком.

3. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что передающая антенна выполнена в виде короткого штыря, размещена вертикально на 55 голове наблюдаемого человека и закреплена с помощью дыхательной маски.

4. Устройство по п. 1, отличающееся тем, что дыхательный датчик выполнен в виде 60 крыльчатого анемометра, который вмонтирован в дыхательный клапан дыхательной маски и ориентирован перпендикулярно входному воздушному потоку, и фотодиода, обеспечивающего

преобразование числа оборотов крыльчатого

анемометра в электрические импульсы.

5

10

15

20

25

30

35

40

45

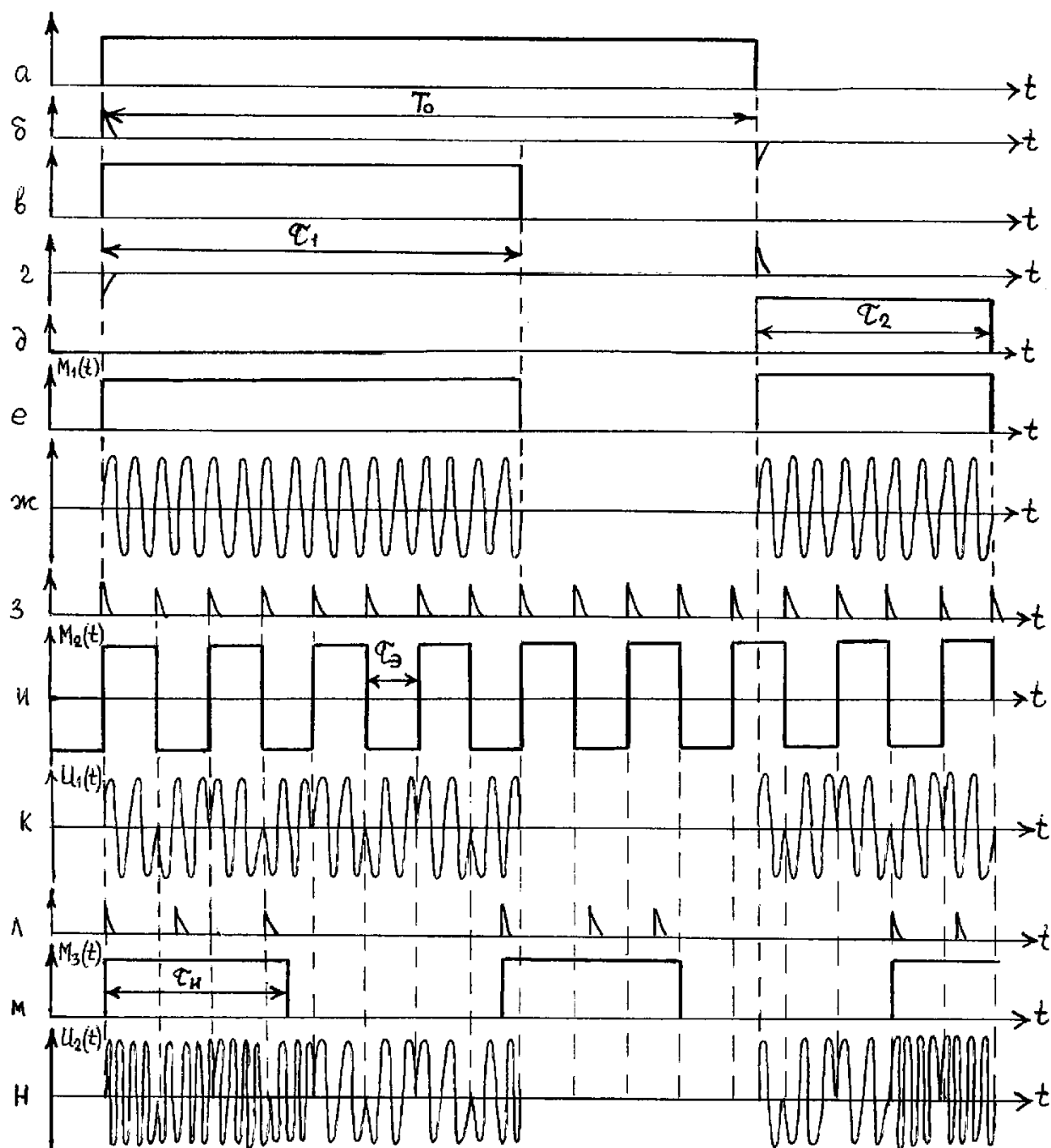
50

55

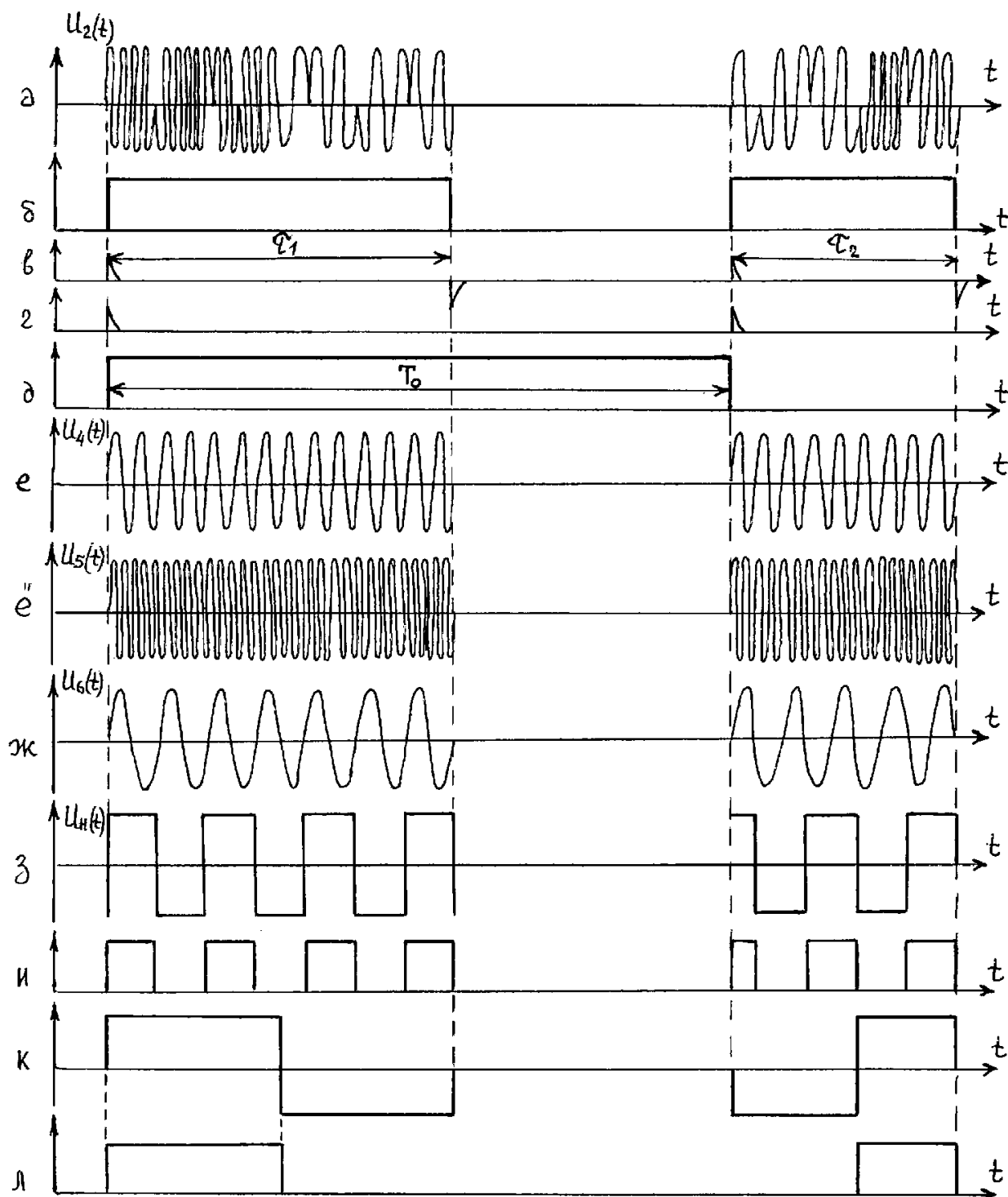
60

RU 2197309 C2

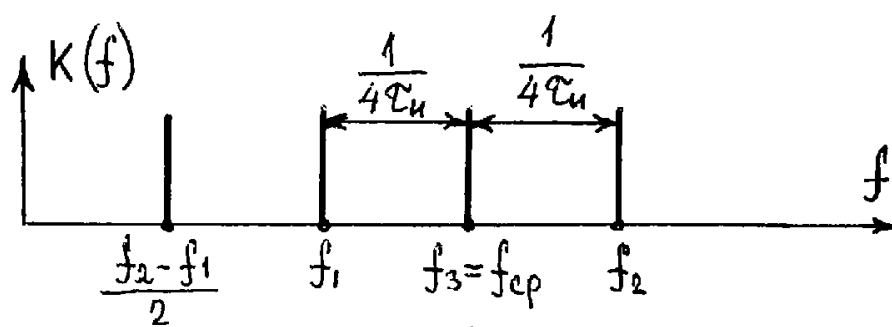
RU 2197309 C2



Фиг.2



Фиг.3



Фиг.4