



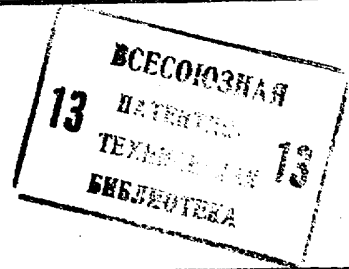
СОЮЗ СОВЕТСКИХ
СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ
РЕСПУБЛИК

(19) SU (11) 1178411 A

(51)4 А 61 В 10/00

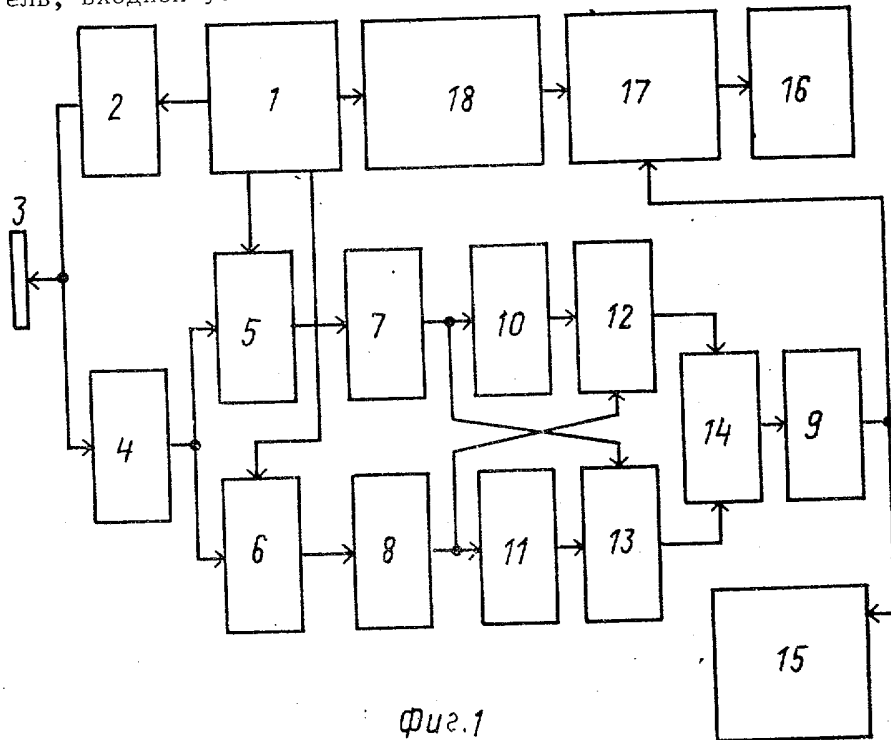
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СССР
ПО ДЕЛАМ ИЗОБРЕТЕНИЙ И ОТКРЫТИЙ

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ



(21) 3713499/28-14
(22) 10.02.84
(46) 15.09.85. Бюл. № 34
(72) Л.В.Бабин и С.С.Сухов
(71) Всесоюзный научно-исследовательский и испытательный институт медицинской техники
(53) 615.471(088.8)
(56) Патент США № 4324258, кл. 128-663, 1982.
(54)(57) 1. УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ИМПУЛЬСНО-ДОПЛЕРОВСКИЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ СКОРОСТИ КРОВОТОКА, содержащий последовательно соединенные опорный генератор, выходной усилитель, ультразвуковой преобразователь, входной усилитель

и два модулятора, вторые входы которых подключены к выходу опорного генератора, отличающийся тем, что, с целью увеличения диапазона измеряемых скоростей кровотока, в него введены две цепи, содержащие последовательно соединенные фильтр низкой частоты, подключенный к модулятору, блок дифференцирования и перемножитель, второй вход которого подключен к выходу фильтра низкой частоты, а также введены последовательно соединенные схема вычитания, вход которой подключен к перемножителю, и третий фильтр низкой частоты.



Фиг.1

(19) SU (11) 1178411 A

2. Измеритель по п.1, отличающийся тем, что он снабжен дисплеем и последовательно соединенными схемой формирования стробирующего импульса, устройством выборки-хранения и самописцем, при этом вхо-

ды дисплея и устройства выборки-хранения подключены к выходу третьего фильтра низких частот, а вход схемы формирования подключен к четвертому выходу опорного генератора.

1

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к ультразвуковой диагностической аппаратуре, и может быть использовано для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы путем измерения скорости кровотока в сосудах, получения профилей скорости кровотока в них, а также путем измерения скорости движения структур сердца.

Целью изобретения является увеличение диапазона измеряемых скоростей кровотока.

На фиг.1 представлена блок-схема ультразвукового импульсно-доплеровского измерителя скорости кровотока; на фиг.2 - положение преобразователя и временные диаграммы работы измерителя.

Ультразвуковой импульсно-доплеровский измеритель скорости кровотока содержит опорный генератор 1, выходной усилитель 2, приемопередающий ультразвуковой преобразователь 3, входной усилитель 4, балансные модуляторы 5 и 6, фильтры нижних частот 7, 8 и 9, дифференциаторы 10 и 11, перемножители 12 и 13, схему вычитания 14, дисплей 15, самописец 16, устройство выборки-хранения 17 и схему формирования стробирующего импульса 18.

Измеритель работает следующим образом.

Опорный генератор 1 вырабатывает два квадратурных (сдвинутых по фазе друг относительно друга на $\pi/2$) опорных напряжения $U_0 \sin 2\pi f_0 t$ и $U_0 \cos 2\pi f_0 t$ с частотой f_0 , которые поступают на первые входы балансных модуляторов 5 и 6. Кроме того, опорный генератор 1 вырабатывает радиоимпульсы с частотой повторения f_n и несущей частотой f_0 , которые усили-

2

ваются выходным усилителем 2 и поступают на приемопередающий ультразвуковой преобразователь 3. Последний излучает ультразвуковые сигналы в тело пациента и принимает отраженный сигнал, который усиливается и ограничивается до амплитуды U_c входным усилителем 4, а затем поступает на вторые входы балансных модуляторов 5 и 6. Принимаемый сигнал имеет доплеровское смещение частоты Δf , которое прямо пропорционально скорости движения исследуемого объекта (например, частиц крови)

$$\Delta f = 2 \frac{v}{c} f_0 \cos \alpha,$$

где c - скорость ультразвука в ткани;

f_0 - несущая частота ультразвуковых колебаний;

α - угол между осью ультразвукового пучка и направлением движения объекта (фиг.2.1).

Сигнал на выходе входного усилителя 4 имеет вид

$$U_c \sin [2\pi (f_0 + \Delta f) t + \varphi],$$

Балансные модуляторы 5 и 6 выполняют операцию перемножения сигналов, поступающих на их входы, поэтому сигнал на выходе балансного модулятора 5 имеет вид

$$U_c \sin [2\pi (f_0 + \Delta f) t + \varphi] U_0 \sin 2\pi f_0 t = \frac{1}{2} U_c U_0 \cos \times (2\pi \Delta f t + \varphi) - \frac{1}{2} U_c U_0 \cos [2\pi (2f_0 + \Delta f) t + \varphi],$$

а сигнал на выходе балансного модулятора 6 имеет вид

$$U_c \sin[2\pi(f_0 + \Delta f)t + \varphi] U_0 \cos 2\pi f_0 t = \frac{1}{2} U_c U_0 \sin \times \\ \times (2\pi \Delta f t + \varphi) + \frac{1}{2} U_c U_0 \sin[2\pi(2f_0 + \Delta f)t + \varphi]$$

В реальной конструкции из-за невозможности идеальной балансировки модуляторов 5 и 6 на их выходах всегда присутствуют составляющие с частотой f_0 и ее гармониками. Поэтому фильтры нижних частот 7 и 8, через которые проходят сигналы с выходов балансных модуляторов 5 и 6, а также фильтр нижних частот 9 выполнены с частотой среза, которая больше частоты повторения излучаемых сигналов f_n , но меньше несущей частоты f_0 , чтобы подавить указанные составляющие, а также составляющие с частотой $2f_0 + \Delta f$. Таким образом, сигнал на выходе фильтра нижних частот 7 имеет вид $\frac{1}{2} U_c U_0 \cos(2\pi \Delta f t + \varphi)$ а сигнал на выходе фильтра нижних частот 8 - вид $\frac{1}{2} U_c U_0 \sin(2\pi \Delta f t + \varphi)$.

Эти сигналы дифференцируются дифференциаторами 10 и 11 соответственно и поступают на первые входы перемножителей 12 и 13, на вторые входы которых поступают сигналы с выходов фильтров нижних частот 8 и 7 соответственно.

Сигнал на выходе перемножителя 12 равен

$$\frac{1}{2} U_c U_0 \sin(2\pi \Delta f t + \varphi) \frac{d}{dt} \left[\frac{1}{2} U_c U_0 \cos(2\pi \Delta f t + \varphi) \right] = \\ = \frac{\pi}{2} U_c^2 U_0^2 \Delta f \sin^2(2\pi \Delta f t + \varphi),$$

а сигнал на выходе перемножителя 13 равен

$$\frac{1}{2} U_c U_0 \cos(2\pi \Delta f t + \varphi) \frac{d}{dt} \left[\frac{1}{2} U_c U_0 \sin(2\pi \Delta f t + \varphi) \right] = \\ = \frac{\pi}{2} U_c^2 U_0^2 \Delta f \cos^2(2\pi \Delta f t + \varphi).$$

Эти сигналы поступают на входы схемы вычитания 14, сигнал на выходе которой равен

$$\frac{\pi}{2} U_c^2 U_0^2 \Delta f \sin^2(2\pi \Delta f t + \varphi) - \frac{\pi}{2} U_c^2 U_0^2 \Delta f \cos^2 \times \\ \times (2\pi \Delta f t + \varphi) = \frac{\pi}{2} U_c^2 U_0^2 \Delta f.$$

Этот сигнал зависит только от доплеровского сдвига частоты Δf , определяемого измеряемой скоростью;

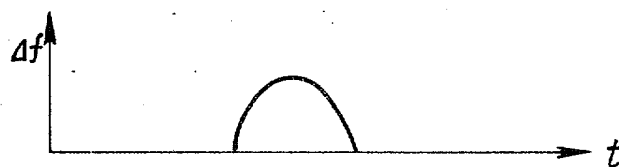
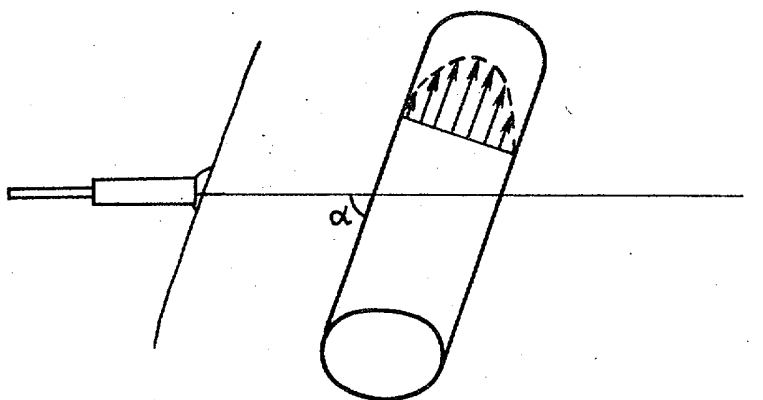
так как U_c и U_0 являются постоянными величинами, причем максимальная измеряемая скорость не зависит от глубины зондирования и может быть сделана больше любой реально встречающейся в медицинской практике, а минимальная измеряемая скорость не связана с временем измерения. В реальной конструкции после дифференцирования сигналов может происходить увеличение уровня паразитных составляющих с частотой f_0 и ее гармониками, поэтому сигнал с выхода схемы вычитания 14 дополнительно фильтруется фильтром нижних частот 9. В процессе приема сигнала, отраженного, например, от потока крови в сосуде, доплеровский сдвиг частоты Δf изменяется в соответствии с профилем скорости кровотока. При этом разрешение по дальности $\Delta l = C \Delta t$, где Δl - длительность излучаемого сигнала. Сигнал на выходе фильтра нижних частот 9 отслеживает изменения Δf , так как верхняя граница полосы пропускания приемной части измерителя скорости кровотока, определяемая частотой среза фильтров нижних частот 7, 8 и 9, превышает частоту повторения излучаемых (и принимаемых) сигналов. Последние дают возможность измерять профили скорости за время, равное периоду повторения излучаемых сигналов, что значительно меньше, чем в известных устройствах. Для получения предельно допустимого при заданной длительности излучаемого сигнала значения разрешения по дальности $\Delta l = C \Delta t$ фильтры нижних частот 7, 8 и 9 должны быть выполнены с частотой среза, большей, чем $1/\Delta t$.

С целью представления получаемой информации в удобном для врача виде в измеритель скорости кровотока введены дисплей 15, самописец 16, устройство выборки-хранения 17 и схема формирования стробирующего импульса 18. Сигнал с выхода фильтра нижних частот 9 поступает на вход дисплея 15, на экране которого отображаются профили скорости кровотока. Этот сигнал поступает и на информационный вход устройства выборки-хранения 17, на стробирующий вход которого поступает импульс от схемы формирования стробирующего импульса 18, соединенной с опорным генератором 1. Задерж-

ка стробирующего импульса относительно излучаемого сигнала и его длительность устанавливаются в соответствии с глубиной расположения и размерами объекта, зависимость скорости движения которого от времени нужно измерить. Сигнал на выходе устройства выборки-хранения 17, который поступает на вход самописца 16 и записывается на бумаге, соответствует зависимости скорости движения выбранного объекта (например, потока

крови в сосуде или клапана сердца) от времени, т.е. пульсовой кривой скорости. При этом время измерения скорости равно периоду повторения излучаемых сигналов, что значительно меньше, чем в известных устройствах. Последнее позволяет, например, воспроизводить турбулентные пульсации скорости кровотока.

Изобретение позволяет осуществлять диагностику ранних стадий развития болезней сердечно-сосудистой системы.



фиг. 2

Составитель М.Позняк

Редактор Т.Митейко Техред М.Кузьма

Корректор М.Розман

Заказ 5579/4

Тираж 722

Подписное

ВНИИПИ Государственного комитета СССР

по делам изобретений и открытий

113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д.4/5

Филиал ИПП "Патент", г.Ужгород, ул.Проектная, 4