



СОЮЗ СОВЕТСКИХ
СОЦИАЛИСТИЧЕСКИХ
РЕСПУБЛИК

(19) SU (11) 1107872 A

3 (59) A 61 M 1/03

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СССР
ПО ДЕЛАМ ИЗОБРЕТЕНИЙ И ОТКРЫТИЙ

ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

К АВТОРСКОМУ СВИДЕТЕЛЬСТВУ

(21) 3512126/28-13

(22) 17.11.82

(46) 15.08.84. Бюл. № 30

(72) И.И.Юрченко, Г.П.Перешени,
Ю.А.Перимов и Ю.П.Мальшев

(53) 615.475 (088,8)

(56) 1. Авторское свидетельство СССР
№ 344863, кл. А 61 М 1/00, 1972.

2. Авторское свидетельство СССР
по заявке № 3467043/13,

кл. А 61 М 1/03, 1982 (прототип).

(54) (57) 1. УСТРОЙСТВО ДЛЯ НАГНЕТА-
НИЯ КРОВИ, содержащее внутриорталь-
ный насос-баллончик, последователь-
но соединенные источник сжатого га-
за, распределитель, струйный насос,
исполнительный механизм, а также за-
датчик частоты, выход которого под-
ключен к входам формирователей им-
пульсов начала и конца фазы нагнета-
ния насоса-баллончика, отличаю-
щееся тем, что, с целью увеличе-
ния продолжительности контрпульсации
путем снижения расхода сжатого газа,
оно дополнительно содержит датчик
расхода, систему стабилизации давле-
ния газа, разделительную камеру, форми-
рователь импульсов фаз нагнетания и
всасывания струйного насоса, два вхо-

да которого соединены соответственно
с выходами формирователей импульсов
начала и конца фазы нагнетания насо-
са-баллончика и с входами формирова-
теля импульсов фазы нагнетания насо-
са-баллончика, а выход последнего
связан с входом исполнительного меха-
низма, третий вход формирователя
импульсов фаз нагнетания и всасыва-
ния струйного насоса соединен с пер-
вым выходом датчика расхода, другой
выход датчика расхода соединен со
входом системы стабилизации давления
газа и с выходом внутриортального
насоса-баллончика, а вход - с выхо-
дом разделительной камеры, выход фор-
мирователя импульсов фаз нагнетания
и всасывания струйного насоса посту-
пает на другой вход распределителя.

2. Устройство по п. 1, отличаю-
щееся еще тем, что формирователь
импульсов фаз нагнетания и вса-
сывания струйного насоса выполнен в
виде формирователя импульсов экстре-
мальных значений объема пневмокамеры
насоса-баллончика, выход которого
соединен с входами двух триггеров,
выходы последних - с входами усили-
теля мощности.

(19) SU (11) 1107872 A

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано в системах вспомогательного кровообращения для оказания экстренной помощи в условиях неспециализированного стационара или во внебольничных условиях и при транспортировании больных в специализированный стационар.

Известно устройство для нагнетания крови, содержащее блок управления, основной распределитель, установленный между источником давления и пневмокамерой рабочего органа, и источник вакуума, выполненный в виде камеры, разделенной подпружиненной мембраной на две полости, одна из которых соединена с основным распределителем, а другая через дополнительный распределитель подключена к источнику давления [1].

Однако малая долговечность мембраны в этом устройстве уменьшает время безотказной работы источника вакуума, отказ которого приводит к уменьшению вакуума в пневмокамере рабочего органа, в результате чего увеличивается время напоянения рабочей камеры рабочего органа кровью и уменьшается его минутный объем, что снижает гемодинамическую эффективность вспомогательного кровообращения.

Наиболее близким по технической сущности к предлагаемому является устройство для нагнетания крови, содержащее внутриаортальный насос-баллончик, последовательно соединенные источник сжатого газа, распределитель, струйный насос, исполнительный механизм, а также задачник частоты, выход которого подключен к входам формирователей импульсов начала и конца фазы нагнетания насоса-баллончика. Расходуемое этим устройством количество газа W за сердечный цикл можно описать следующим выражением

$$W = Q(t_{nc} + t_{bc}) \quad (1)$$

где Q - расход газа через активное сопло струйного насоса;
 t_{nc} и t_{bc} - длительность фаз нагнетания и всасывания газа струйным насосом в пневмокамеру рабочего органа и из последней соответственно [2].

Известно, что эффективность контрпульсации насосом-баллончиком достигается при скоростях его раздутия и спадения, не превышающих скорости систолического выброса крови в аорту левым желудочком сердца. Но так как объем пневмокамеры насоса-баллончика меньше объема левого желудочка сердца, то при скоростях раздутия и спадения насоса-баллончика, равных скорости систологического выброса, величины t_{nc} и t_{bc} , необходимые для обеспечения эффективной контрпульсации насосом-баллончиком, должны быть меньше длительности систолы, а их сумма меньше $2/3$ длительности сердечного цикла, при длительности систолы, равной $1/3$ длительности сердечного цикла.

Причем в известном устройстве сумма $(t_{nc} + t_{bc}) = T_{cc}$, где T_{cc} - длительность сердечного цикла, которая определяется из выражения $T_{cc} = 1/f$, где f - частота сердечных сокращений, поэтому при контрпульсации насосом-баллончиком газ из источника сжатого газа расходуется в течение всего сердечного цикла и в объеме, большем необходимого, а следовательно, уменьшается ресурс автономности устройства, и ограничивается длительность контрпульсации.

Цель изобретения - увеличение продолжительности контрпульсации путем снижения расхода сжатого газа.

Указанная цель достигается тем, что устройство для нагнетания крови, содержащее внутриаортальный насос-баллончик, последовательно соединенные источник сжатого газа, распределитель, струйный насос, исполнительный механизм, а также задачник частоты, выход которого подключен к входам формирователей импульсов начала и конца фазы нагнетания насоса-баллончика, дополнительно содержит датчик расхода, систему стабилизации давления газа, разделительную камеру, формирователь импульсов фаз нагнетания и всасывания струйного насоса, два входа которого соединены соответственно с выходами формирователей импульсов начала и конца фазы нагнетания насоса-баллончика и с входами формирователя импульсов фазы нагнетания насоса-баллончика, а выход последнего связан с входом исполнительного механизма, третий вход

формирователя импульсов фаз нагнетания и всасывания струйного насоса соединен с первым выходом датчика расхода, другой выход датчика расхода соединен с входом системы стабилизации давления газа и с выходом внутриаортального насоса-баллончика, а вход - с выходом разделительной камеры, выход формирователя импульсов фаз нагнетания и всасывания струйного насоса поступает на другой вход распределителя.

Кроме того, формирователь импульсов фаз нагнетания и всасывания струйного насоса выполнен в виде последовательно соединенных формирователя импульсов экстремальных значений объема пневмокамеры насоса-баллончика, выход которого соединен с входами двух триггеров, выходы последних - с входами усилителя мощности.

В предлагаемом устройстве сумма $(t_{nc} + t_{bc}) < \frac{2}{3} T_c$. Умножив левую и правую части (1) на f и подставив вместо суммы $(t_{nc} + t_{bc})$ ее значения для каждого устройства, после несложных преобразований, получают следующие выражения для определения расхода газа известным Q_n и предложенным Q_n устройствами

$$Q_n = Q \quad (2)$$

$$Q_n < 2/3 Q \quad (3)$$

Из выражения (2) следует, что расход газа известным устройством Q_n равен расходу газа через активное сопло струйного насоса и не зависит от частоты f сердечных сокращений. Анализ выражений (2) и (3) показывает, что расход газа предлагаемым устройством более чем в 1,5 раза меньше чем известным. Причем расход газа предложенным устройством Q_n прямо пропорционален частоте f сердечных сокращений и зависит от длительностей раздутия t_p и спадания t_c насоса-баллончика, которые в предлагаемом устройстве определяют длительности фаз нагнетания и всасывания струйного насоса.

На чертеже представлена функциональная схема устройства.

Устройство для нагнетания крови содержит внутриаортальный насос-баллончик 1, камеру 2 безопасности, струйный насос 3, распределитель 4, источник 5 сжатого газа, исполнительный механизм 6, задатчик 7 частоты,

формирователи импульсов начала 8 и конца 9 нагнетания насоса-баллончика 1, формирователь 10 импульса фазы нагнетания насоса-баллончика 1 и формирователь 11 импульсов фаз нагнетания и всасывания струйного насоса 3.

Формирователь 10 и исполнительный механизм 6 образуют формирователь импульсов фаз нагнетания и всасывания насоса-баллончика 1.

Камера 2 безопасности состоит из разделительной камеры 12, в корпусе которой встроен датчик 13 расхода. Выход датчика 13 подключен к насосу баллончику 1.

Задатчик 7 частоты представляет собой кардиосинхронизатор. На входы 14-16 задатчика частоты поступают биологические сигналы сердца, например ЭКГ. Выход задатчика 7 частоты подключен к входам формирователей 8 и 9.

Формирователь 11 содержит формирователь 17 экстремальных значений объема пневмокамеры насоса-баллончика 1, подключенный к входам двухходового усилителя 20 мощности. Выход усилителя 20 мощности подключен к командному входу распределителя 4. Кроме того, устройство содержит систему 21 стабилизации давления газа в насосе-баллончике 1.

Устройство работает следующим образом.

На входы 14-16 задатчика 7 частоты поступают биологические сигналы сердца, например QRS-комплекс электрокардиограммы ЭКГ. Задатчик 7 частоты формирует управляющие импульсы в фазе с R-зубцом ЭКГ, которые поступают на входы формирователей 8 и 9. Формирователи 8 и 9 формируют импульсы начала и конца фазы нагнетания насоса-баллончика 1 с задержкой относительно управляющих импульсов, задаваемой и автоматически регулируемой в долях от продолжительности сердечного цикла. С выхода формирователя 8 импульсы начала фазы нагнетания насоса-баллончика 1 поступают на вход 22 формирователя 10 и S-выход триггера 18. С выхода формирователя 9 импульсы конца фазы нагнетания насоса-баллончика 1 поступают на вход 23 формирователя 10 и S-вход триггера 19.

Перед началом контрпульсации с помощью системы 21 производится за-

полнение пневмокамеры насоса-баллончика 1 физиологически приемлемым газом до необходимого давления. В течение контрпульсации система 21 позволяет компенсировать утечку газа из разделительной камеры 12 и станики камеры насоса-баллончика 1 в аорту. Эта же система 21 обеспечивает контроль целостности насоса-баллончика 1 в течение контрпульсации.

При появлении на входе 22 формирователя 10 и S-входе триггера 18 импульса начала фазы нагнетания насоса-баллончика 1 на выходах формирователей 10 и 11 появляются электрические сигналы фаз нагнетания насоса-баллончика 1 и струйного насоса 3. Исполнительный механизм 6 переключается в положение, соответствующее отключению диффузора струйного насоса 3 от атмосферы. Одновременно распределитель 4 переключается в положение, соответствующее подключению активного сопла струйного насоса 3 к источнику 5 сжатого газа. Газ из источника 5 нагнетается через активное сопло и приемный патрубок струйного насоса 3 в разделительную камеру 12. Происходит нагнетание физиологически приемлемого газа в пневмокамеру насоса-баллончика 1 через датчик 13. Насос-баллончик 1 раздувается. Сопротивление датчика 13 изменяется в зависимости от величины расхода газа через него. В конце раздутия насоса-баллончика 1 расход газа через датчик 13 уменьшается до нуля и на выходе формирователя 17 появляется короткий электрический импульс, определяющий конец фазы нагнетания струйного насоса 3. Одновременно на выходе формирователя 11 появляется электрический сигнал конца фазы нагнетания струйного насоса 3, причем на выходе формирователя 10 электрический сигнал фазы нагнетания насоса-баллончика 1 все еще существует. Распределитель 4 переключается в положение, соответствующее отключению источника 5 от активного сопла струйного насоса 3. Нагнетание газа в разделительную камеру 12 прекращается. Однако насос-баллончик 1 продолжает оставаться раздутым, т.к. в разделительной камере находится силовой газ, давление которого превышает давление физиологически приемлемого газа, находящегося в пневмокамере насоса-баллончика 1.

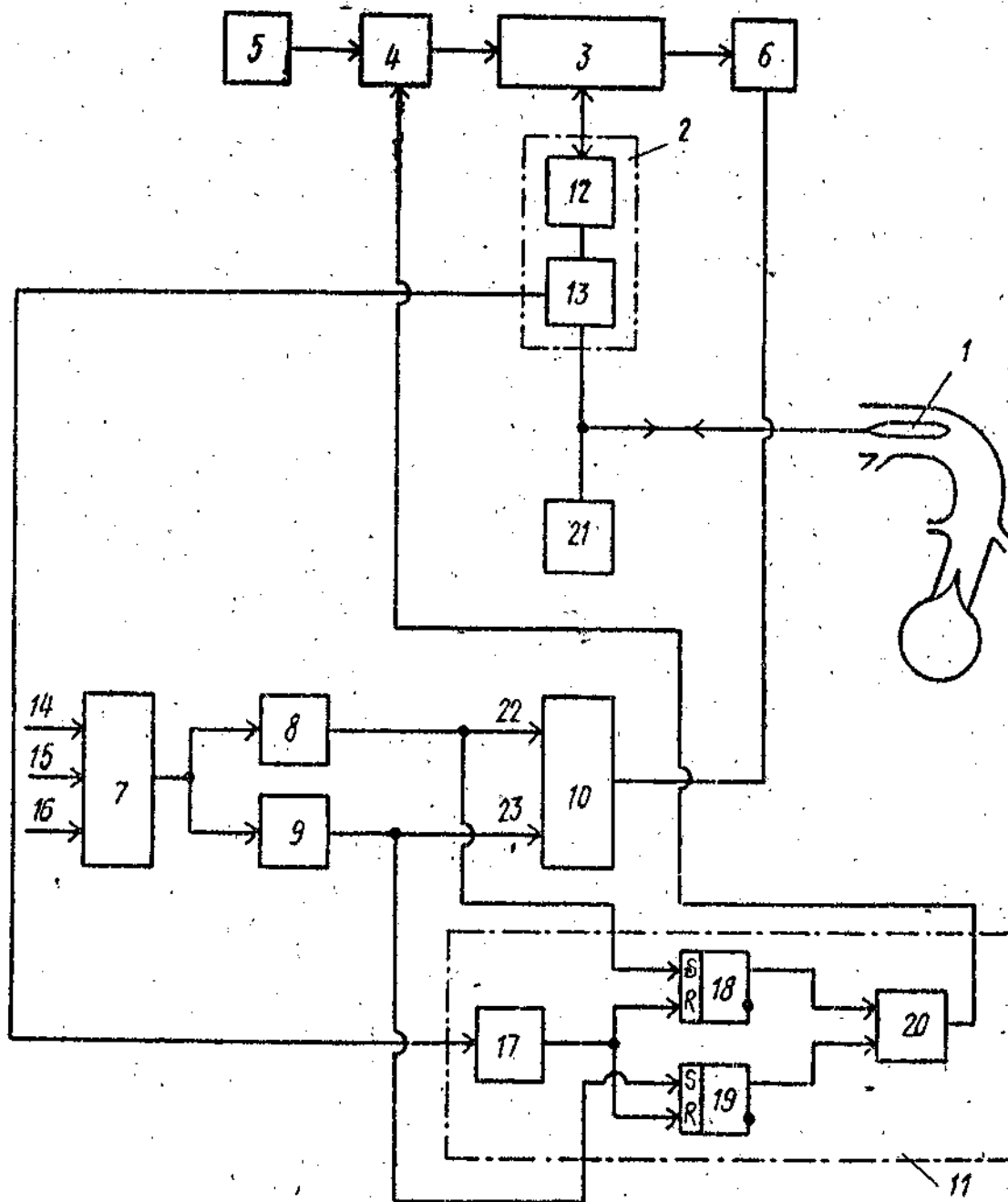
При появлении на входе 23 формирователя 10 и S-входе триггера 19 импульса конца фазы нагнетания насоса-баллончика 1 на выходах формирователей 10 и 11 появляются электрические сигналы фаз всасывания насоса-баллончика 1 и струйного насоса 3.

Исполнительный механизм 6 переключается в положение, соответствующее подключению диффузора струйного насоса 3 к атмосфере. Одновременно распределитель 4 переключается в положение, соответствующее подключению активного сопла струйного насоса 3 к источнику 5. Сжатый газ через активное сопло и диффузор струйного насоса 3 и исполнительный механизм 6 истекает в атмосферу. В результате в приемном патрубке струйного насоса 3 и разделительной камере 12 создается разрежение. Происходит отсасывание физиологически приемлемого газа из пневмокамеры насоса-баллончика 1 через датчик 13. Насос-баллончик 1 складывается. Сопротивление датчика 13 изменяется в зависимости от величины расхода газа через него. В конце спадания насоса-баллончика 1 расход газа через датчик 13 уменьшается до нуля и на выходе формирователя 17 появляется короткий электрический импульс, определяющий конец фазы всасывания струйного насоса 3. Одновременно на выходе формирователя 11 появляется электрический сигнал конца фазы всасывания струйного насоса 3, причем на выходе формирователя 10 электрический сигнал фазы всасывания насоса-баллончика 1 все еще существует. Распределитель 4 переключается в положение, соответствующее отключению источника 5 от активного сопла струйного насоса 3. Истечение газа в атмосферу прекращается. Однако насос-баллончик 1 продолжает оставаться сложеным, так как давление газа в разделительной камере 12 и пневмокамере насоса-баллончика равно атмосферному и меньше аортального. При появлении на входе 22 формирователя 10 и S-входе триггера 18 импульса начала фазы нагнетания насоса-баллончика 1, цикл работы устройства повторяется.

В предлагаемом устройстве по сравнению с известными газ из источника сжатого газа расходуется лишь во время раздутия и спадания насоса-баллон-

чика, что позволяет увеличить ресурс автономности устройства и длительность контрпульсации при оказании экстренной помощи больным инфарктом миокарда, осложненным кардиогенным шоком, в условиях неспециализированного стационара или во внебольничных условиях, а также стабилизировать и улучшить кардиогемодинамику больного уже при транспортировании в спе-

циализированный стационар. Кроме того, предлагаемое устройство предотвращает перегрузку гибкой оболочки насоса-баллончика в конце его раздутия и спадания, в результате чего повышаются долговечность и вероятность безотказной работы насоса-баллончика, следовательно, уменьшается вероятность возникновения газовой эмболии и повышается безопасность пациента.



ВНИИПИ Заказ 5803/6 Тираж 688 Подписное

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