

ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ



НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР
ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ
СОБСТВЕННОСТИ

(19) ВУ (11) 5527

(13) U

(46) 2009.08.30

(51) МПК (2006)

A 61B 5/02

(54)

ДАТЧИК ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ КРОВИ

(21) Номер заявки: u 20090123

(22) 2009.02.18

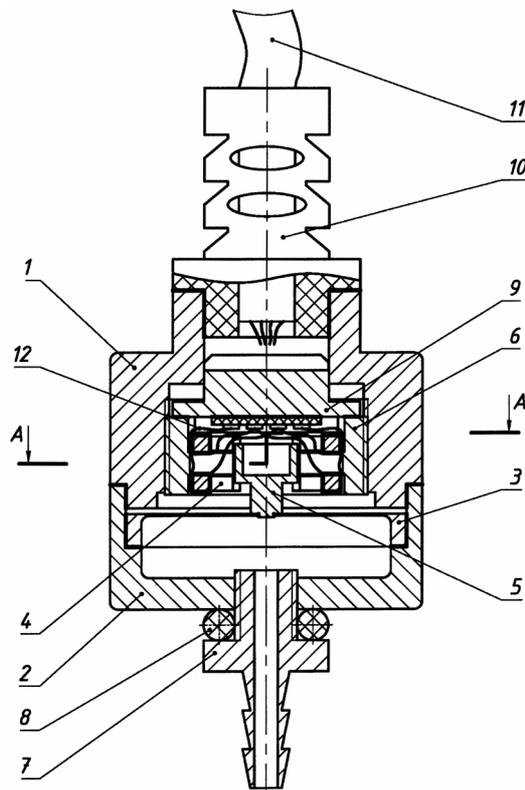
(71) Заявитель: Белорусский национальный технический университет (ВУ)

(72) Авторы: Минченя Николай Тимофеевич; Рабцевич Александр Викторович (ВУ)

(73) Патентообладатель: Белорусский национальный технический университет (ВУ)

(57)

Датчик для измерения давления крови, содержащий корпус с мембраной и преобразователь, отличающийся тем, что преобразователь выполнен в виде дифференциального индуктивного датчика линейных перемещений, состоящего не менее чем из двух катушек, полюса сердечников которых перпендикулярны оси якоря, жестко связанного с центром мембраны, и параллельны плоскостям его торцов, кроме того, торцовые поверхности полюсов сердечников концентричны цилиндрической поверхности якоря.



Фиг. 1

ВУ 5527 U 2009.08.30

(56)

1. А.с. СССР 1251860, МПК А 61В 5/03, 1986.
2. Патент RU 2069968, МПК А 61 В 5/03, 1996.

Полезная модель относится к медицинской технике и может быть использована для измерения давления крови пациента прямым методом через катетер, устанавливаемый непосредственно в полостях сердца и кровеносных сосудах. Также можно измерять низкие (до 0,18МПа) давления других жидкостей.

Известен датчик [1], содержащий корпус с рабочей камерой, закрытой мембраной, которая через толкатель с ограничителем обратного хода соединена с преобразователем, а также ограничитель прямого хода мембраны, расположенный коаксиально относительно толкателя, причем ограничитель прямого хода мембраны выполнен в виде стакана с осевым отверстием и упором с внешней стороны дна и установлен с возможностью перемещения без зазора относительно мембраны.

Надежность этого датчика недостаточна и, кроме того, повышение надежности сопровождается сложной регулировкой.

Наиболее близким по технической сущности к полезной модели является датчик давления [2], содержащий корпус с мембраной, которая через толкатель и сухарь соединена с интегральным тензопреобразователем, ограничитель хода мембраны и фиксирующее устройство, при этом ограничитель хода мембраны выполнен в виде пластины с отверстием на оси ее симметрии, в которое с кольцевым зазором введен цилиндрический свободный конец сухаря, причем диаметральная величина кольцевого зазора не превышает предельно допустимого суммарного прогиба интегрального тензопреобразователя, фиксирующее устройство выполнено с обеспечением жесткой фиксации ограничителя хода мембраны от перемещений в направлении прогиба интегрального тензопреобразователя (ИТП).

Такая конструкция обеспечивает лучшую защиту ИТП от перегрузок, превышающих предельно допустимые, при одновременном упрощении регулировки датчика. Недостатки данной конструкции следующие:

- неоднозначность частотной характеристики мембраны;
- неустраняемая временная нестабильность градуировочной характеристики тензометрического преобразователя;
- существенные гистерезисные эффекты от давления и температуры.

Это обусловлено неоднородностью конструкции и жесткой связью мембраны с конструктивными элементами датчика и вызывает дополнительную погрешность измерения.

Задача, решаемая полезной моделью, заключается в повышении надежности конструкции в целом, а также точности измерения.

Поставленная задача решается тем, что в датчике для измерения давления крови, содержащем корпус с мембраной и преобразователь, преобразователь выполнен в виде дифференциального индуктивного датчика линейных перемещений, состоящего не менее чем из двух катушек, полюса сердечников которых перпендикулярны оси якоря, жестко связанного с центром мембраны, параллельны плоскостям его торцов, кроме того, торцовые поверхности полюсов сердечников концентричны цилиндрической поверхности якоря.

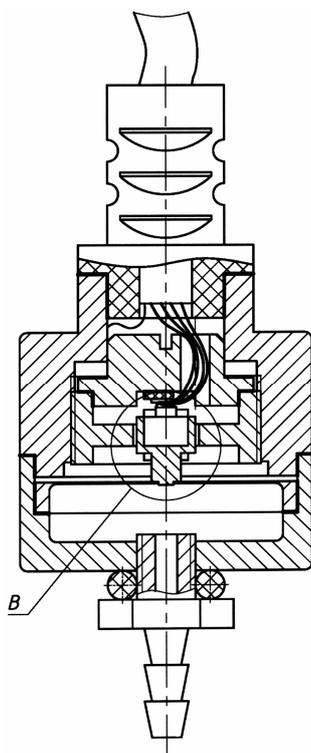
Индуктивные измерительные устройства имеют высокую точность измерений, позволяют получить унифицированный электрический сигнал, пропорциональный величине измеряемого параметра, в аналоговой или цифровой форме. Одним из основных достоинств индуктивных преобразователей является возможность получения большой мощности преобразователя. Существенно уменьшить погрешности и увеличить линейный участок характеристики позволяет применение дифференциальных преобразователей.

Сущность полезной модели поясняется чертежами, где на фиг. 1 - общий вид датчика (вид спереди), на фиг. 2 - вид слева, на фиг. 3 - разрез А-А, на фиг. 4 - местный вид В.

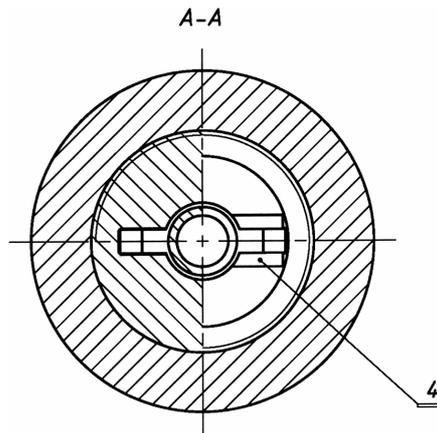
BY 5527 U 2009.08.30

Датчик для измерения давления крови содержит корпус, состоящий из корпусных деталей 1 и 2, с мембраной 3 и преобразователь, выполненный в виде дифференциального индуктивного датчика линейных перемещений, состоящего не менее чем из двух катушек 4, полюса сердечников которых перпендикулярны оси якоря 5, жестко связанного с центром мембраны 3, и параллельны плоскостям его торцов, кроме того, торцовые поверхности полюсов сердечников концентричны цилиндрической поверхности якоря 5. Включенные дифференциально катушки 4 индуктивности закреплены в опорном кольце 6. Сердечники катушек 4 выполнены из материалов с высокой магнитной проницаемостью. Якорь 5 выполнен ступенчатым, причем одним концом, имеющим меньший диаметр, он связан с центром мембраны 3 (это минимально уменьшает эффективную площадь мембраны 3), а во втором конце, имеющем больший диаметр, сделано глухое отверстие для облегчения якоря 5. Такая геометрия якоря 5 минимально уменьшает эффективную площадь мембраны и его влияние на диапазон регистрируемых частот изменения давления. Для подвода жидкости (физиологического раствора, на который действует давление крови в сосуде) в корпусную деталь 1 ввинчивается штуцер 7 с герметизирующей шайбой 8. На его натягивают эластичную трубку, соединенную с катетером. Также устройство содержит винт 9, соединенный с опорным кольцом 6; чехол 10, препятствующий излому кабеля 11; провода 12. При сборке необходимого значения размера Γ добиваются с помощью винта 9 регулировкой положения опорного кольца 6 относительно корпуса, а затем стопорят его.

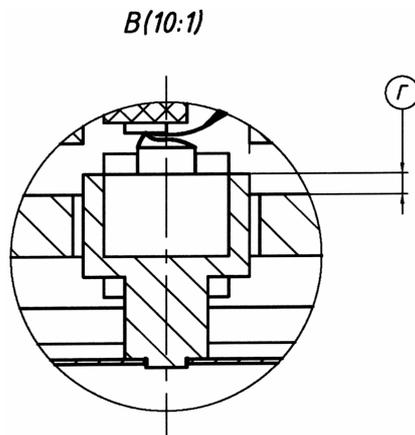
Принцип работы. Давление крови передается на физиологический раствор, который заполняет подмембранную камеру и непосредственно воздействует на мембрану 3. Якорь 5, соединенный с мембраной 3, совершает перемещения, равные прогибу ее центра. Катушки 4 закреплены неподвижно в опорном кольце 6, и следовательно, при перемещении якоря 5 изменяется площадь магнитного потока в немагнитном зазоре между их сердечниками и якорем 5. Это ведет к перераспределению магнитных потоков катушек 4 и к изменению индуктивностей последних, что и регистрируется с помощью измерительного моста в аналоговой форме.



Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4