

УДК 57.089.27

А. П. Пуговкин

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

И. В. Сергеев

ГБУ «Институт физиологии им. И. П. Павлова РАН»

Электроманометр для экспериментальных исследований

Предложена конструкция портативного электроманометра для экспериментальных исследований в области физиологии кровообращения на основе серийного одноразового тензометрического датчика «Вахтер», широко применяемого в аппаратах для искусственного кровообращения. Проведенные испытания показали, что данное устройство по своим эксплуатационным характеристикам не уступает медицинским электроманометрам промышленного производства.

Артериальное давление, регистрация, тензометрический преобразователь давления «Бакстер»

Непрерывная прямая регистрация внутрисосудистого давления является одной из важнейших задач при проведении экспериментальных исследований по физиологии кровообращения. Для этой цели используются различные модели электрических манометров механотронного, тензометрического, индуктивного или емкостного типа (рис. 1: *a* – преобразование в электрический сигнал с помощью изменения электрического сопротивления; *б* – преобразование с помощью изменения емкости; *в* – преобразование с помощью изменения индуктивности; *г* – преобразование с помощью пьезокристалла; *д* – преобразование с помощью механотронной лампы) [1].

Электрический манометр состоит из первичного преобразователя давления, в состав которого входят чувствительный элемент и приемник давления, схемы вторичной обработки сигнала, различных по конструкции корпусных деталей и устройства вывода [2]–[4], (рис. 2: А – чувствительный элемент; Б – приемник давления; В – преобразователь давления; Г – общий корпус датчика давления; *p* – подводимое к датчику давление жидкости).

В зависимости от физического принципа преобразования механического сигнала в электрический различают тензометрический, пьезорезистивный, емкостный, индуктивный, резонансный, ионизационный типы измерителей давления.

Тензометрический метод основан на использовании чувствительных элементов (рис. 1, *a*), принципом действия которых является измерение деформации тензорезисторов, сформированных в эпитаксиальной пленке кремния на подложке из сапфира (КНС), припаянной твердым припоем к титановой мембране. Иногда вместо кремниевых тензорезисторов используют медные, никелевые или железные. Принцип действия этих устройств основан на явлении тензоэффекта в материалах. Чувствительным элементом служит мембрана с тензорезисторами, соединенными в мостовую схему. Под действием давления мембрана прогибается, тензорезисторы меняют свое сопротивление, что приводит к разбалансу моста Уитстона. Разбаланс линейно зависит от степени деформации резисторов и, следовательно, от приложенного давления. Следует отметить принципиальное

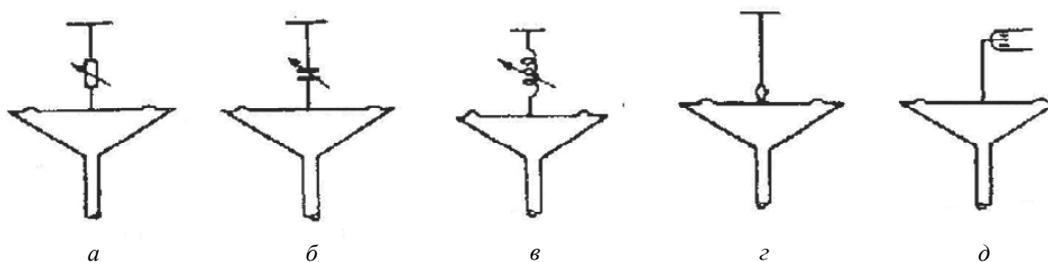


Рис. 1

ограничение КНС-преобразователя: неустранимую временную нестабильность градуировочной характеристики и существенные гистерезисные эффекты. Это обусловлено неоднородностью конструкции и жесткой связью мембраны с элементами датчика. К преимуществам тензометрических датчиков давления относят хорошую защищенность чувствительного элемента от воздействия среды, налаженное серийное производство и низкую стоимость.

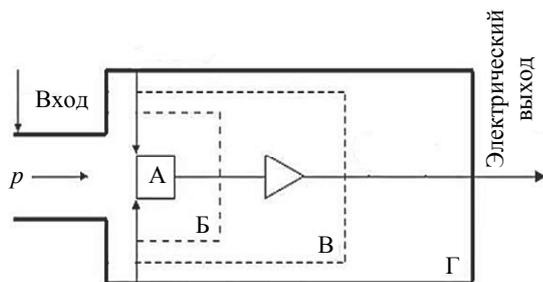


Рис. 2

Пьезорезистивный метод основан на использовании интегральных чувствительных элементов на основе монокристаллического кремния. Кремниевый интегральный преобразователь давления (ИПД, см. рис. 1, з) представляет собой мембрану из монокристаллического кремния с диффузионными пьезорезисторами, подключенными в мост Уинстона. Чувствительным элементом служит кристалл ИПД, установленный на диэлектрическое основание. Для измерения давления чистых неагрессивных сред применяются, упрощенные, так называемые Low cost – решения, основанные на использовании чувствительных элементов либо без защиты, либо с защитой силиконовым гелем. В большинстве же случаев применяется преобразователь давления в герметичном металло-стеклянном корпусе, с разделительной диафрагмой из нержавеющей стали, передающей давление измеряемой среды на ИПД посредством кремнийорганической жидкости. Основным преимуществом пьезорезистивных датчиков является более высокая стабильность характеристик по сравнению с КНС-преобразователями. ИПД на основе монокристаллического кремния устойчивы к воздействию ударных и знакопеременных нагрузок. Если не происходит механического разрушения чувствительного элемента, то после снятия нагрузки он возвращается к первоначальному состоянию, что объясняется использованием идеально упругого материала.

Емкостный метод основан на изменении емкости конденсатора при изменении расстояния между обкладками в результате механической деформации, вызванной изменением давления. Известны керамические или кремниевые емкостные первичные преобразователи давления и преобразователи, выполненные с использованием упругой металлической мембраны. В элементе из керамики или кремния пространство между обкладками заполняется маслом или другой органической жидкостью (см. рис. 1, б). При использовании в качестве подвижной обкладки металлической диафрагмы ячейка делится на две части и с одной стороны каждой из них расположены электроды. Электроды с диафрагмой образуют две переменные емкости, включенные в плечи измерительного моста. Когда давление по обеим сторонам одинаково, мост сбалансирован. Изменение давления в одной камере приводит к деформации мембраны, что изменяет емкости, разбалансируя мост.

Достоинствами датчиков емкостного типа является простота конструкции, высокая точность и временная стабильность, возможность измерять низкие давления, например в крупных венах. Недостатками являются нелинейная зависимость емкости от приложенного давления и чувствительность к его резким перепадам. Данный тип датчиков обычно используется в составе дорогостоящих клиничко-диагностических комплексов.

Резонансный метод реализован в датчиках давления на основе вибрирующего цилиндра, струнных датчиках, кварцевых датчиках, резонансных датчиках на кремнии. В основе метода лежат волновые процессы: акустические или электромагнитные, что объясняет высокую стабильность датчиков и высокие выходные характеристики прибора.

Частным примером может служить кварцевый резонатор. При прогибе мембраны происходит деформация кристалла кварца, подключенного в электрическую схему, и его поляризация. В результате изменения давления частота колебаний кристалла меняется. Подобрать параметры резонансного контура, изменяя емкость конденсатора или индуктивность катушки, можно добиться того, что сопротивление кварца падает до нуля – частоты колебаний электрического сигнала и кристалла совпадают – наступает резонанс. Преимуществом резонансных датчиков является высокая точность и стабильность характеристик, которая зависит от качества используемого материала. К недостаткам можно отнести индивидуальную характеристику преобразования давления, значи-

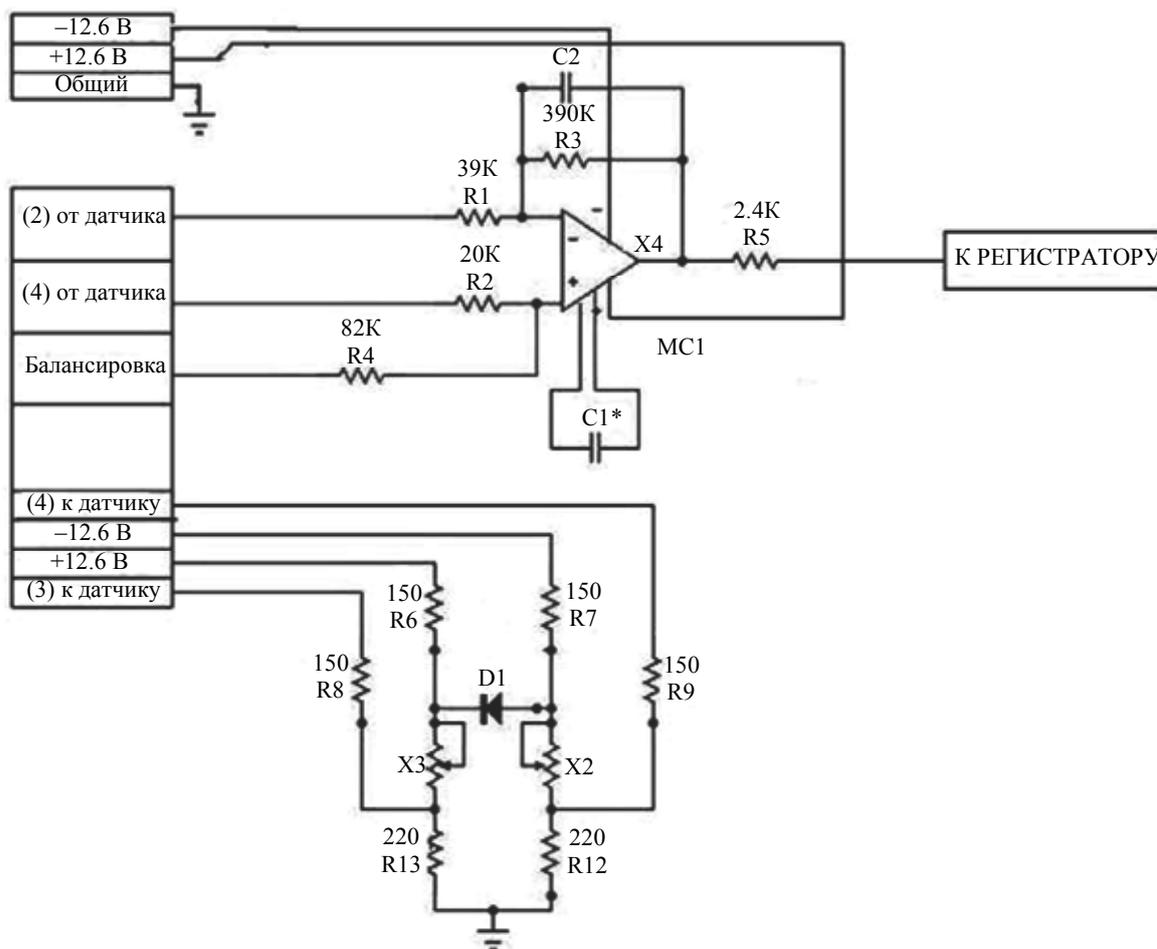


Рис. 3

тельное время отклика, невозможность проводить измерения в агрессивных средах без потери точности показаний прибора.

Индукционный метод основан на регистрации вихревых токов – токов Фуко, (см. рис. 1, в). Чувствительный элемент состоит из двух катушек, изолированных между собой металлическим экраном. Преобразователь измеряет смещение мембраны. В катушках генерируется электрический сигнал переменного тока таким образом, что при отклонении мембраны изменяется ток в фиксированной основной катушке. Смещение характеристик основной катушки дает возможность преобразовать давление в электрический сигнал, по своим параметрам прямо пропорциональный приложенному давлению. Преимуществом такой системы является достаточно высокая точность и незначительная температурная зависимость. Однако датчик чувствителен к магнитным воздействиям, что объясняется наличием катушек, которые при прохождении переменного сигнала создают магнитное поле.

Ионизационный метод основан на регистрации потока ионизированных частиц. Датчик

представляет собой механотронный ламповый диод с подвижным катодом, выполненным в форме мембраны или рычага (см. рис. 1, д). Лампа обычно оснащена нагревателем. Иногда он отсутствует, что связано с использованием более совершенных материалов для электродов.

Преимуществом таких ламп оказывается возможность регистрировать механическую деформацию с высокой точностью, однако механотронные лампы должны оснащаться дополнительными приборами, поскольку зависимость сигнала от давления является логарифмической. Кроме того, важное значение имеет калибровка и юстировка ламповых датчиков, закрепленных в станине прибора после каждого включения. Тем не менее, в СССР был налажен выпуск различных модификаций подобных датчиков удовлетворительного качества для нужд военно-промышленного комплекса. Некоторые из них успешно применялись в исследованиях по физиологии кровообращения. К настоящему времени в связи с многократным сокращением электролампового производства выпуск электроманометров медицинского назначения на основе механотронных ламп практически прекратился.

В 1960–1970-е гг. в СССР были созданы соответствующие своему времени модели электроманометров для экспериментальных и клинических исследований на основе механотроных и тензометрических датчиков давления [5]–[7]. К настоящему времени в клинической практике они почти полностью вытеснены одноразовыми импортными тензометрическими датчиками, не подлежащими стерилизации для повторного использования. После окончания операции они подлежат списанию. Такими датчиками комплектуются стационарные аппараты для искусственного кровообращения и гемодиализа. Эти аппараты дороги в эксплуатации и конструктивно малопригодны для использования в экспериментальных исследованиях. В то же время, технические характеристики комплектных к ним одноразовых тензодатчиков вполне соответствуют требованиям физиологического эксперимента. После обработки дезинфицирующим раствором они пригодны для многократного дальнейшего использования в «острых» опытах на животных.

Задачей настоящей работы являлась разработка электроманометра на основе применяемых в клинике «одноразовых» датчиков артериального давления, но пригодных для многократного использования в экспериментальных физиологических исследованиях. Для разрабатываемой системы был выбран серийно выпускаемый тензодатчик «Вахтер» производства «ShenZhen Keramed Technology Co., Ltd» (США, КНР), широко применяемый в аппаратах для искусственного кровообращения, в том числе и в России.

Принципиальная схема электроманометра представлена на рис. 3. Номиналы компонентов представлены на схеме – МС1 типа К155УД2 или ее зарубежный аналог, С1 и С2 подбираются из тре-

бований к верхнему значению полосы пропускания усилителя.

Весь прибор состоит из следующих узлов: собственно датчик давления, узел питания датчика, дифференциальный усилитель и блок питания на два стабилизированных напряжения. К особенностям принципиальной схемы следует отнести наличие отдельного стабилизатора, питающего датчик давления, выполненного на стабилизаторе Д1. Преобразователь давления «Вахтер» представляет собой равновесный тензометрический мост, каждое плечо которого без нагрузки имеет сопротивление порядка 350 Ом. При подведении давления к мембране датчика происходит разбаланс моста, что создает на выходе последнего напряжение, пропорциональное приложенному давлению жидкости. Усиление сигнала датчика осуществляется малошумящим усилителем постоянного тока на основе микросхемы МС1. Для изменения уровня базовой линии регистрирующего прибора введена балансировка усилителя. В качестве «ответной» части разъема датчика был использован стандартный телефонный разъем.

После подключения датчика проверялась на работоспособность вся система. Для этого к входу датчика подключали гидравлический стенд, состоящий из напорного сосуда, краников, ртутного манометра и шприца. Элементы стенда соединены трубками от системы переливания крови и заполнялись физраствором с последующим изгнанием воздуха. Далее, ступенчато задавая значение давления по ртутному манометру от 0 до 260 мм рт. ст., ориентируясь на его показания, измеряли напряжение на выходе усилителя. Полученные данные занесе-

Таблица 1

Выходное напряжение электроманометра ($U_{\text{вых}}$), В	Давление жидкости ($p_{\text{ж}}$), мм рт. ст.
0.05	20
0.15	40
0.28	60
0.39	80
0.50	100
0.62	120
0.73	140
0.84	160
0.95	180
1.060	200
1.170	220
1.290	240
1.400	260

Таблица 2

Давление жидкости ($p_{\text{ж}}$), мм рт. ст.	Показание манометра	
	Увеличение показаний ($p_{\text{м}}$), мм рт. ст.	Уменьшение показаний ($p_{\text{м}}$), мм рт. ст.
25	25.0	27.2
50	45.8	34.4
75	68.6	58.0
100	92.2	94.4
125	118.3	127.7
150	141.6	147.7
175	164.4	156.3
200	184.6	174.9
225	208.5	215.4
250	242.1	249.6

ны в табл. 1, где показана зависимость выходного напряжения электроманометра при подаче на вход датчика «Вахтор» ступенчато-возрастающего и убывающего давлений, и в табл. 2, где показана зависимость для датчика ЕМТ-34. Данные из таблиц отражены на рис. 4 и 5 соответственно.

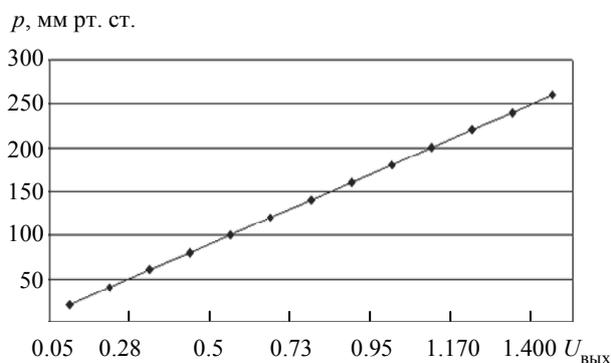


Рис. 4

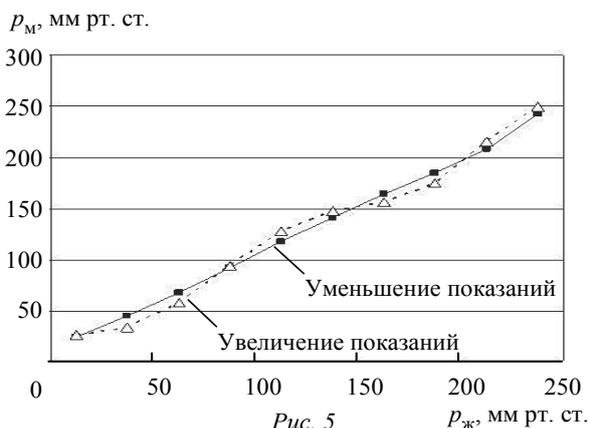


Рис. 5

На рис. 4 представлены ход кривой при возрастании и убывании давления, подводимого к датчику «Вахтер»; на рис. 5 – для датчика ЕМТ-34, для этого датчика заметно расхождение кривых при возрастании и убывании давления, что указывает на гистерезис датчика.

Для анализа качества измерений артериального давления с использованием разработанной системы проводились сравнительные испытания с другими используемыми в лабораторных условиях системами. Сравнение проводилось по двум важнейшим показателям работы датчика давления: отклонению от линейных характеристик (нелинейности) и гистерезису [2], [8]–[10].

Линейность представляет собой прямую пропорциональную зависимость значения электрического выходного сигнала датчика от измеряемого значения давления. Показатель нелинейности геометрически можно представить как разность

между выходным сигналом датчика и идеальной прямой, проведенной от нуля до значения напряжения, соответствующего полной шкале прибора.

Гистерезис – это разность между выходным сигналом датчика, полученным при изменении давления от нуля до полной шкалы, и выходным сигналом, полученным при изменении давления от полной шкалы до нуля (рис. 5). В качестве сравнения с системы с датчиком «Вахтер» были выбраны системы измерения с отечественными многообразными тензометрическими датчиками ППВ-02 и ПДП-400.

Для прямого измерения давления в эксперименте до сих пор широко применяется электроманометр на основе промышленного измерителя давлений, разработанный в лаборатории кровообращения Института физиологии им. И. П. Павлова РАН [6]. В данном устройстве используется тензометрический датчик давления ПДП-400П, разработанный в 1980-х гг. Всесоюзным НИИ медицинского приборостроения для использования в аппаратах искусственного кровообращения и гемодиализа. Датчик ПДП-400 позволяет измерять давление в диапазоне от -50 до 250 мм рт. ст., при этом погрешность в диапазоне измерений не превышает 0.5% от измеряемой величины. Полоса пропускания сигнала составляет $0 \dots 100$ Гц, температурные влияния в диапазоне $0 \dots 50$ °C составляют не более 0.3 мм рт. ст. на градус Цельсия. Электроманометр состоит из следующих частей: датчик давления, гидравлическая камера, тензометрический преобразователь давления, калибратор и дифференциальный усилитель. Усиленный сигнал давления подается на вход АЦП, на выходе регистрируется цифровой сигнал с частотой дискретизации 1 кГц. Оцифрованный сигнал записывается на жесткий диск ПК. Сходное устройство и технические характеристики имеет тензодатчик ППВ-02, входящий в комплект серийно выпускавшегося в конце XX в. отечественного прибора «Прессовазометр».

При помощи шприца ступенчато, ориентируясь на показания ртутного манометра, задавали давление одновременно на оба сравниваемых датчика. Давление изменяли от 0 до 200 мм рт. ст. С каждого датчика сигнал передавался на отдельный прибор измерения и далее на двухканальный чернильный самописец. По результатам испытаний (рис. 6–9) можно сделать вывод о том, что электроманометры

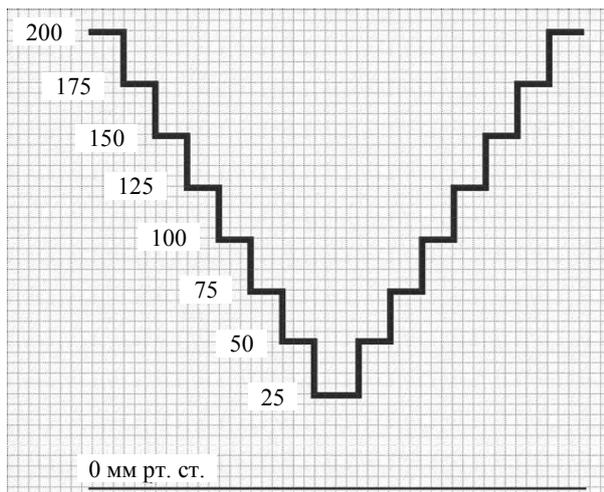


Рис. 6

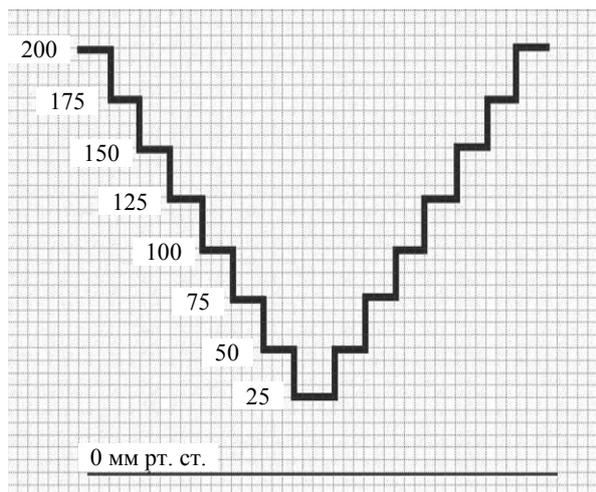


Рис. 7

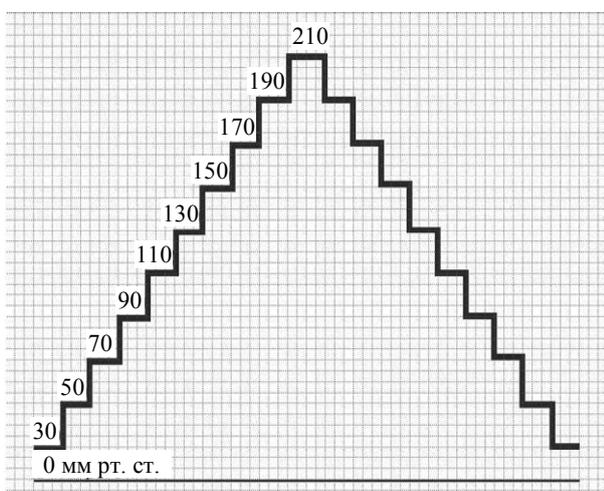


Рис. 8

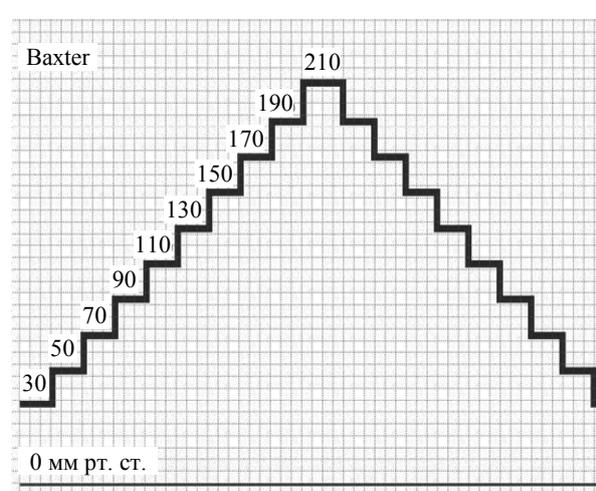


Рис. 9

на основе тензодатчиков ППВ-02, ПДП-400 и «Baxter» обладают сходными эксплуатационными характеристиками и являются взаимозаменяемыми. На рис. 6 и 7 – выходной сигнал для датчика ППВ, на рис. 8, 9 – для датчика «Baxter».

Таким же образом были проведены сравнительные испытания с датчиком давления емкостного типа «Elema» ЕМТ-34 из комплекта прибора «Mingograph-81» (Швеция). Результаты испытаний показали, что испытываемая система не уступает электроманометру на основе датчика ЕМТ-34 по показателю линейности, а по показателю гистерезиса несколько превосходит ее.

На рис. 10 и 11 представлены примеры использования предлагаемого электроманометра в физиологических экспериментах с внутривенным введением наркотизированным крысам растворов полиглюкина и адреналина гидрохлорида. Отрезками обозначены калибровочные значения: давление, мм рт. ст. – ось ординат, и время t , с – ось абсцисс. Стрелками отмечены моменты введения:

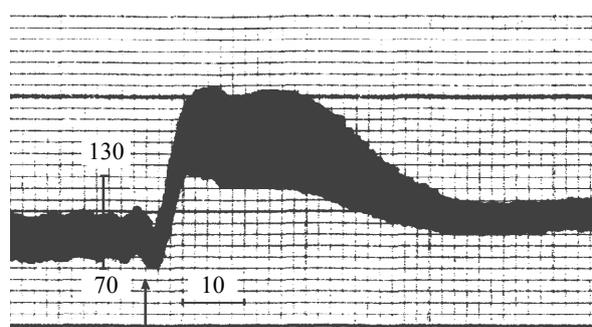


Рис. 10

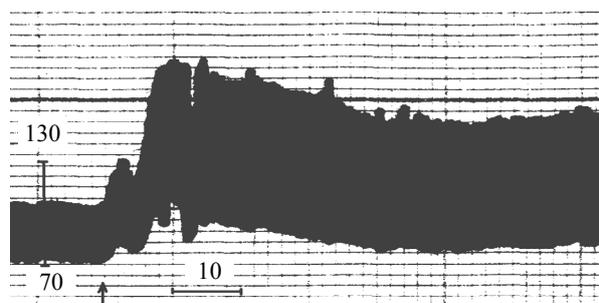


Рис. 11

раствора адреналина гидрохлорида – рис. 10; раствора полиглюкина – рис. 11.

Таким образом, в лабораторных условиях с использованием стандартных комплектующих деталей может быть собран электроманометр с высокими техническими характеристиками на основе широко используемого в медицинской практике одно-

разового тензометрического датчика давления «Вахтер». При внесении минимальных изменений в элементную базу разработанная конструкция может быть переориентирована на датчик «Combitrans» фирмы «Braun» (Германия), также широко применяемый в клинической практике, и другие аналогичные системы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Горев Н. Н., Мойбенко А. А. Измерение и регистрация артериального и венозного и давления // Методы исследования кровообращения / под ред. Б. И. Ткаченко. Л.: Наука, 1976. С. 5–17.
2. Бредикис Ю. Ю. Очерки клинической электроники. М.: Медицина, 1974. 224 с.
3. Илясов Л. В. Биомедицинская измерительная техника. М.: Высш. шк., 2007. 342 с.
4. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Л.: Медицина, 1974. 311 с.
5. Корнюшкин Ю. Д., Осадчий Л. И. Механотронный датчик внутрисосудистого давления без промежуточного усиления // Физиол. журн. СССР. 1964. № 2. С. 225–226.
6. Простая модель тензометрического электроманометра для регистрации внутрисосудистых давлений / Л. И. Осадчий, В. А. Левтов, В. В. Орлов, Н. А. Востриков // Бюл. эксп. биол. мед. 1964. Т. 57, № 5. С. 120–122.
7. Сергеев И. В., Осадчий Л. И., Попов Д. Г. Электроманометр на основе отечественного промышленного преобразователя давлений // Физиол. журн. СССР. 1983. Т. 69, № 7. С. 966–968.
8. Breit S. N., O'Rourke M. F. Comparison of direct and indirect arterial pressure measurements in hospitalized patients // Aust. NZ J. Med. 1974. Vol. 4. P. 485–491.
9. Comparison of finger and intra-arterial blood pressure monitoring at rest and during laboratory testing / R. Casadei, A. Groppelli, M. Di Rienzo, G. Mancia // Hypertension. 1989. Vol. 13. (Pt 1). P. 647–655.
10. Pickering T. G., Hall J. E., Lawrence J. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals. Pt. 1 // Hypertension. 2005. Vol. 45, № 1. P. 142–161.

A. P. Pugovkin

Saint-Petersburg state electrotechnical university «LETI»

I. V. Sergeev

I. P. Pavlov Institute of Physiology

ELECTRONIC MANOMETER FOR THE EXPERIMENTAL STUDIES

The article describes a construction and testing of portable manometer on the basis of the Edwards Baxter disposal tensometric pressure transducer. The device had been designed specially for the experimental studies on laboratory animals.

Arterial pressure, recording, tensometric Baxter pressure transducer