

**ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

ИССЛЕДОВАНИЕ ЕМКОСТНОГО ДАТЧИКА ДАВЛЕНИЯ

Самара 2006

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ

ГОСУДАРСТВЕННОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
ВЫСШЕГО ПРОФЕССИОНАЛЬНОГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ АЭРОКОСМИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»

ИССЛЕДОВАНИЕ ЕМКОСТНОГО ДАТЧИКА ДАВЛЕНИЯ

*Методические указания
к лабораторной работе*

Самара 2006

Составители: *В.Н. Конюхов, К.Е. Воронов*

УДК 615.47

Исследование емкостного датчика давления: метод. указания / Самар. гос. аэрокосм. ун-т. Сост. *В.Н. Конюхов, К.Е. Воронов* – Самара, 2006, 23 с.

Изложены основные теоретические сведения об областях применения датчиков давления в биомедицинской технике, рассмотрены метрологические характеристики и конструкции емкостных датчиков давления, схемы формирования сигнала. Приведены описание лабораторного макета и порядок выполнения работы.

Предназначены для студентов, обучающихся по специальности 200401(190500) по курсу «Измерительные преобразователи и электроды». Подготовлены на кафедре радиотехники и МДС.

Печатается по решению Редакционно-издательского совета Самарского государственного аэрокосмического университета.

Рецензент *В. А. Глазунов*

* * *

Цель работы: изучение метрологических характеристик емкостных датчиков давления, принципов построения схем формирования сигналов емкостных датчиков давления.

1. КРАТКИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ СВЕДЕНИЯ

Системы отсчета в измерении давления

Датчики давления используются для измерения давления в жидких и газообразных средах, общее название которых – текучие среды, что подчеркивает их малую вязкость и сопротивление к деформации.

Давление p в текучей среде определяется как мера силы F , приходящаяся на единицу площади поверхности s . Стандартной единицей измерения в системе СИ является Паскаль ($\text{Па} = \text{Н/м}^2$), равный силе в один Ньютон (Н), приложенной на один квадратный метр.

$$p = F/s.$$

Так как давление в 1 Па является относительно малой величиной, то в технике при измерении давлений предпочитают пользоваться кратной величиной, называемой баром и равной 10^5 Па.

В практике технических измерений в России в качестве единицы давления чаще всего применяется техническая атмосфера. Эта величина определяется как давление, испытываемое плоской поверхностью с поперечным сечением в один квадратный сантиметр под действием равномерно распределенной нагрузки в один килограмм. Техническая атмосфера обозначается ат и равна 1 кгс/см^2 ($98066,5 \text{ Н/м}^2$). Кроме технической атмосферы, применяются и другие единицы давления. Для измерения малых давлений и перепадов давления служат единицы в мм рт. ст., мм вод. ст. и м вод. ст.

1 мм рт. ст. определяется как давление, оказываемое на горизонтальную поверхность столбиком ртути высотой в 1 мм при ускорении свободного падения $980,665 \text{ см/сек}^2$ и температуре 0°C . Оно равно 101325 Па и часто выражается в миллибарах; 1 мбар равен 100 Па .

1 мм. вод. ст. определяется как давление водяного столбика высотой в 1 мм при том же ускорении и при температуре + 4°C. Между технической атмосферой и этими единицами давления существует зависимость:

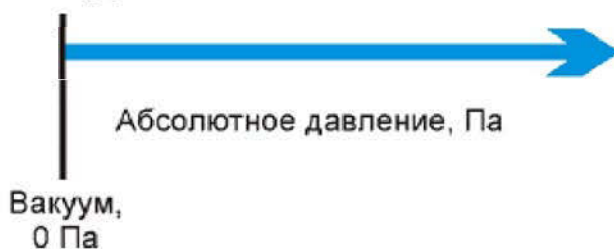
$$1 \text{ кгс/см}^2 = 735,56 \text{ мм рт. ст.}; 1 \text{ кгс/см}^2 = 10 \text{ м. вод. ст.} = 10000 \text{ мм вод. ст.}$$

Нормальной величиной атмосферного давления принято давление 760 мм. рт. ст., которое (называется физической атмосферой и обозначается атм. Вес столба ртути высотой 760 мм при площади поперечного сечения 1 см² равен 1,033 кгс. Отсюда 1 атм – 1,033 кгс/см²=760 мм рт. ст.=10,333 м вод. ст., а 1 кгс/см²=0,968 атм.

Достоинством единиц измерения мм рт. ст. и мм вод. ст. является их наглядность и удобство применения для градуировки жидкостных приборов. Недостаток этих единиц заключается в том, что они не имеют размерности давления и величина давления соответствует высоте столба жидкости только при определенных температурах (0 или + 4°C) и при ускорении свободного падения, принятых в определении этих единиц. Если не вносить на эти величины поправки, то это влечет за собой погрешность.

Существует несколько видов давления: абсолютное, дифференциальное, избыточное и вакуумное.

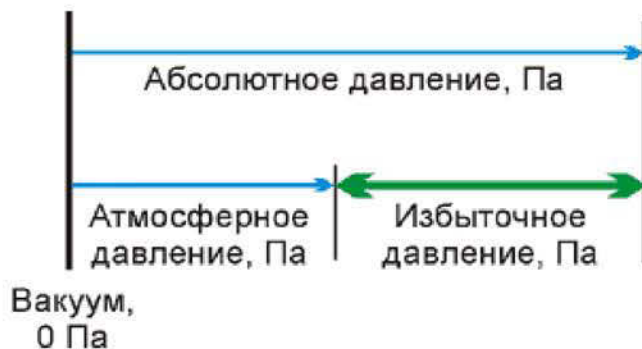
Абсолютное давление – абсолютное значение силы, отнесенное к единице поверхности, разность между давлением в данной точке среды и давлением вакуума.



Дифференциальное давление (разность давлений) – разность между двумя абсолютными давлениями, при этом разность давлений может быть как положительной, так и отрицательной величиной



Избыточное давление – частный случай дифференциального давления. Одной из абсолютных величин, относительно которой измеряется давление, является местное атмосферное давление (для датчиков открытого типа) или атмосферное давление на момент производства датчика давления (закрытого типа).



Вакуумное давление (давление разрежения) – частный случай дифференциального давления. Одной из абсолютных величин, относительно которой измеряется давление, является атмосферное давление, другой величиной является измеряемое давление, которое меньше атмосферного.



В медицине наиболее часто используется измерение кровяного давления. Кровяное давление — давление крови на стенки кровеносных сосудов и камер сердца; важнейший энергетический параметр системы кровообращения, обеспечивающий непрерывность кровотока в кровеносных сосудах, диффузию газов и фильтрацию растворов ингредиентов плазмы крови через мембраны капилляров в ткани (обмен веществ), а также в почечных клубочках (образование мочи).

В соответствии с анатомо-физиологическим разделением сердечно-сосудистой системы различают внутрисердечное, артериальное, капиллярное и венозное кровяное давление, измеряемое либо в миллиметрах водяного столба (в венах), либо миллиметрах ртутного столба (в других сосудах и в сердце). Рекомендованное, согласно Международной системе единиц (СИ), выражение величин кровяного

давления КД в паскалях ($1 \text{ мм рт. ст.} = 133,3 \text{ Па}$) в медицинской практике не используется. В артериальных сосудах, где кровяное давление, как и в сердце, значительно колеблется в зависимости от фазы сердечного цикла, различают систолическое и диастолическое (в конце диастолы) артериальное давление АД, а также пульсовую амплитуду колебаний (разница между величинами систолического и диастолического АД), или пульсовое АД. Среднюю от изменений за весь сердечный цикл величину кровяного давления, определяющую среднюю скорость кровотока в сосудах, называют средним гемодинамическим давлением.

Измерение кровяного давления относится к наиболее широко применяемым дополнительным методам обследования больного, т.к., во-первых, обнаружение изменений КД имеет важное значение в диагностике многих болезней сердечно-сосудистой системы и различных патологических состояний; во-вторых, резко выраженное повышение или понижение кровяного давления само по себе может быть причиной тяжелых гемодинамических расстройств, угрожающих жизни больного.

В практике клинических и физиологических исследований сложились и широко используются методы измерения артериального, венозного и капиллярного давления в большом круге кровообращения, в центральных сосудах малого круга, в сосудах отдельных органов и частей тела. Различают прямые и непрямые методы измерения КД. Последние основаны на измерении внешнего давления на сосуд (например, давления воздуха в манжете, наложенной на конечность), уравнивающего КД внутри сосуда.

Прямое измерение кровяного давления (прямая манометрия) осуществляется непосредственно в сосуде или полости сердца, куда вводят заполненный изотоническим раствором катетер, передающий давление на внешний измерительный прибор или зонд с измерительным преобразователем на вводимом конце. В 50–60-е гг. 20 в. прямую манометрию стали объединять с ангиографией, внутрисердечной фонокардиографией, электрогистографией и др. Характерной чертой современного развития прямой манометрии является компьютеризация и автоматизация обработки получаемых данных. Прямое измерение КД осуществляется практически в любых участках сердечно-сосудистой системы и служит базовым методом для проверки результатов непрямых измерений кровяного давления.

Достоинством прямых методов является возможность одновременного отбора через катетер проб крови для биохимических анали-

зов и введения в кровеносное русло необходимых лекарственных средств и индикаторов. Основным недостатком прямых измерений является необходимость проведения в кровяное русло элементов измерительного устройства, что требует строгого соблюдения правил асептики, ограничивает возможность повторных измерений. Некоторые виды измерений (катетеризация полостей сердца, сосудов легких, почек, головного мозга) фактически являются хирургическими операциями и выполняются только в условиях стационара.

Измеряемыми величинами являются мгновенное давление в полостях, среднее давление и другие показатели, которые определяются посредством регистрирующих или показывающих манометров, в частности электроманометра. Входным звеном электроманометра является датчик, осуществляющий измерение давления посредством датчика давления, преобразующего входной сигнал (давление) в выходной электрический сигнал, несущий информацию о величине давления и его изменении во времени.

Методы преобразования давления

Датчик давления состоит (рис. 1) из первичного преобразователя давления, в составе которого чувствительный элемент и приемник давления, схемы вторичной обработки сигнала, различных по конструкции корпусных деталей и устройства вывода. Основным отличием одних приборов от других является точность регистрации давления, которая зависит от принципа преобразования давления в электрический сигнал: тензометрический, пьезорезистивный, емкостной, индуктивный, резонансный, ионнизационный.

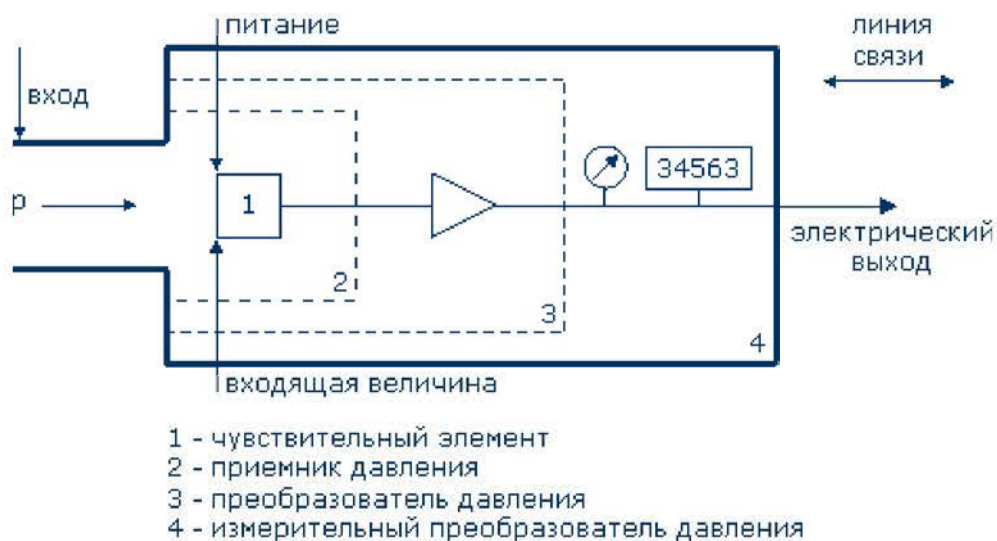


Рис.1. Блок-схема преобразователя давления в электрический сигнал

Тензометрический метод

В настоящее время основная масса датчиков давления в нашей стране выпускаются на основе чувствительных элементов (рис.2), принципом 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 металлические: медные, никелевые, железные и др.



Рис.2. Упрощенный вид тензорезистивного чувствительного элемента

Принцип действия тензопреобразователей основан на явлении тензоэффекта в материалах. Чувствительным элементом служит мембрана с тензорезисторами, соединенными в мостовую схему. Под действием давления измеряемой среды 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 ограничение КНС преобразователя – неустранимую временную нестабильность градуировочной характеристики и существенные гистерезисные эффекты от давления и температуры. Это обусловлено неоднородностью конструкции и жесткой связью мембраны с конструктивными элементами датчика. Поэтому, выбирая преобразователь на основе КНС, необходимо обратить внимание на величину основной погрешности с учетом гистерезиса и величину дополнительной погрешности.

К преимуществам можно отнести хорошую защищенность чувствительного элемента от воздействия любой агрессивной среды, налаженное серийное производство, низкую стоимость.

Пьезорезистивный метод

Практически все производители датчиков в России проявляют живой интерес к использованию интегральных чувствительных элементов на основе монокристаллического кремния. Это обусловлено тем, что кремниевые преобразователи имеют на порядок большую временную и температурную стабильности по сравнению с приборами на основе КНС структур.

Кремниевый интегральный преобразователь давления (ИПД, рис.3) представляет собой мембрану из монокристаллического кремния с диффузионными пьезорезисторами, подключенными в мост Уинстона. Чувствительным элементом служит кристалл ИПД, установленный на диэлектрическое основание с использованием легкоплавкого стекла или методом анодного сращивания.

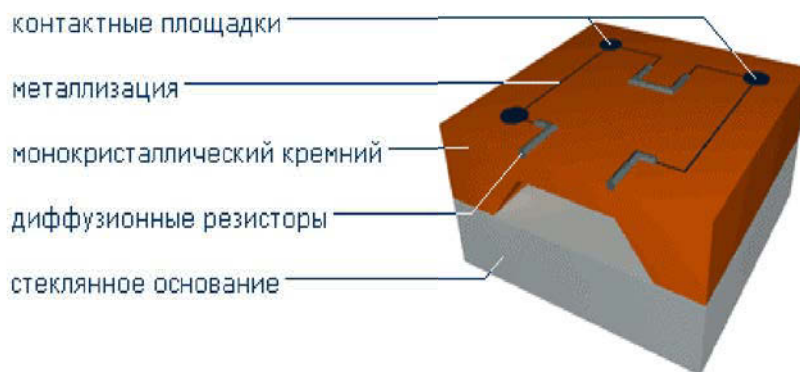


Рис.3. Кремниевый интегральный преобразователь давления

Для измерения давления чистых неагрессивных сред применяются так называемые Low cost-решения (рис.4), основанные на использовании чувствительных элементов либо без защиты, либо с защитой силиконовым гелем.

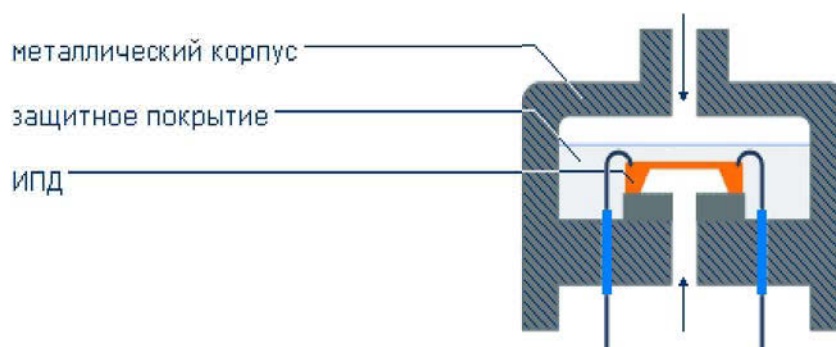


Рис.4. Low Cost-решение для пьезорезистивных чувствительных элементов с использованием защитного покрытия

Для измерения агрессивных сред и большинства промышленных применений применяется преобразователь давления в герметичном металlostеклянном корпусе с разделительной диафрагмой из нержавеющей стали, передающей давление измеряемой среды на ИПД посредством кремнийорганической жидкости (рис.5).

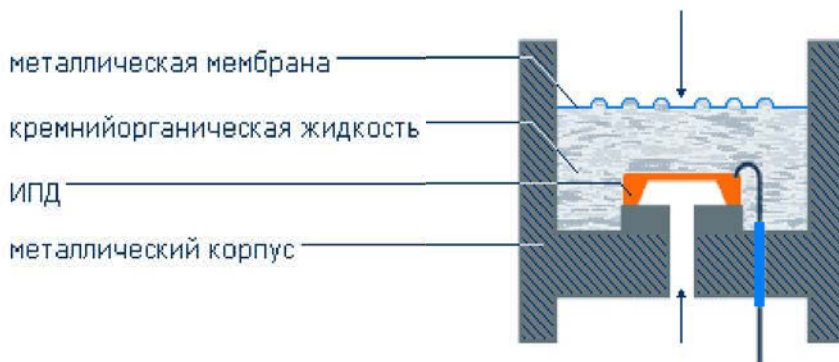


Рис.5. Преобразователь давления защищенный от измеряемой среды посредством коррозионно-стойкой мембраны

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.

Емкостной метод

Емкостные преобразователи используют метод изменения емкости конденсатора при изменении расстояния между обкладками. Известны керамические или кремниевые емкостные первичные преобразователи давления и преобразователи, выполненные с использованием упругой металлической мембраны. При изменении давления мембрана с электродом деформируется и происходит изменение емкости.

В элементе из керамики или кремния пространство между обкладками обычно заполнено маслом или другой органической жидкостью (рис.6).

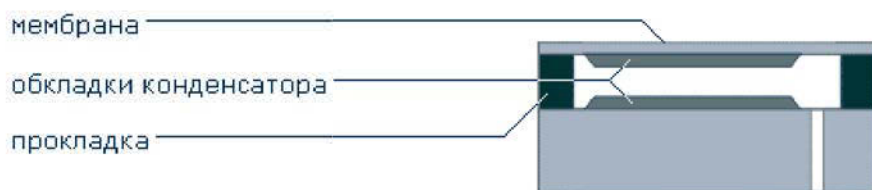


Рис.6. Емкостной керамический преобразователь давления, выполненный методами микромеханики

При использовании металлической диафрагмы (рис.7) ячейка делится на две части, с одной стороны которой 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 из камер приводит к деформации мембраны, что изменяет емкости, разбалансируя мост. В настоящее время сенсоры изготавливаются с электродами, расположенными с одной стороны от диафрагмы. Газ будет контактировать только с камерой, выполненной из нержавеющей стали или инконеля. Это позволяет проводить измерения давления загрязненных, агрессивных, радиоактивных газов и смесей неизвестного состава. В абсолютной модели опорное давление составляет $10^{-7} - 10^{-8}$ мм рт.ст., которое поддерживается в течение длительного времени химическим геттером.

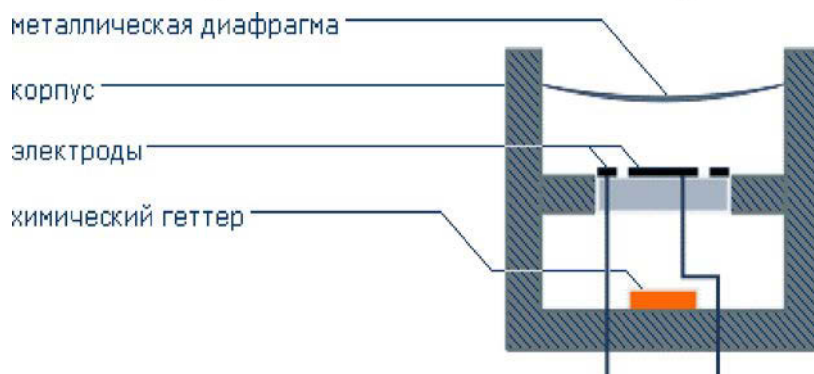


Рис.7. Емкостной преобразователь давления.
В данном варианте роль подвижной обкладки конденсатора выполняет металлическая диафрагма

Достоинством чувствительного емкостного элемента является простота конструкции, высокая точность и временная стабильность, возможность измерять низкие давления и слабый вакуум.

К недостатку можно отнести нелинейную зависимость емкости от приложенного давления.

Резонансный метод

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

Частным примером может служить кварцевый резонатор (рис.8). При прогибе мембраны происходит деформация кристалла кварца, подключенного в электрическую схему, и его поляризация. В результате изменения давления частота колебаний кристалла меняется. Подбрав параметры резонансного контура, изменяя емкость конденсатора или индуктивность катушки, можно добиться того, что сопротивление кварца падает до нуля – частоты колебаний электрического сигнала и механического колебания кристалла совпадают, т.е. наступает резонанс.

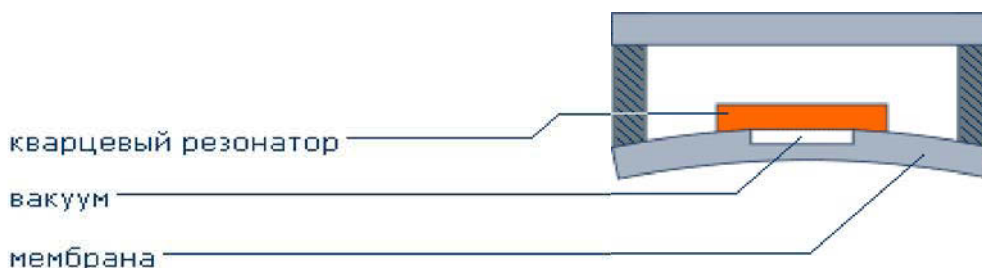


Рис.8. Упрощенный вид резонансного чувствительного элемента, выполненного на кварце

Преимуществом резонансных датчиков является высокая точность и стабильность характеристик, которая зависит от качества используемого материала. К недостаткам можно отнести индивидуальную характеристику преобразования давления, значительное время отклика, невозможность проводить измерения в агрессивных средах без потери точности показаний прибора.

Индуктивный метод

Индукционный способ основан на регистрации вихревых токов (токов Фуко). Чувствительный элемент состоит из двух катушек, изолированных между собой металлическим экраном (рис.9). Пре-

образователь измеряет смещение мембраны при отсутствии механического контакта. В катушках генерируется электрический сигнал переменного тока таким образом, что заряд и разряд катушек происходит через одинаковые промежутки времени. При отклонении мембраны создается ток в фиксированной основной катушке, что приводит к изменению индуктивности системы. Смещение характеристик основной катушки дает возможность преобразовать давление в стандартизованный сигнал, по своим параметрам прямо пропорциональный приложенному давлению.



Рис. 9. Принципиальная схема индукционного преобразователя давления

Преимуществом такой системы является возможность измерения низких избыточных и дифференциальных давлений, 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

В основе лежит принцип регистрации потока ионизированных частиц. Аналогом являются ламповые диоды (рис.10).

Лампа оснащена двумя электродами: катодом и анодом, а также нагревателем. В некоторых лампах последний отсутствует, что связано с использованием более совершенных материалов для электродов. Корпус лампы выполнен из высококачественного стекла.

Преимуществом таких ламп является возможность регистрировать низкое давление – вплоть до глубокого вакуума с высокой точностью. Однако следует строго учитывать, что подобные приборы

нельзя эксплуатировать, если давление в камере близко к атмосферному. Поэтому подобные преобразователи необходимо сочетать с другими датчиками давления, например, емкостными. Помимо прочего, ионизационные лампы должны оснащаться дополнительными приборами, поскольку зависимость сигнала от давления является логарифмической.

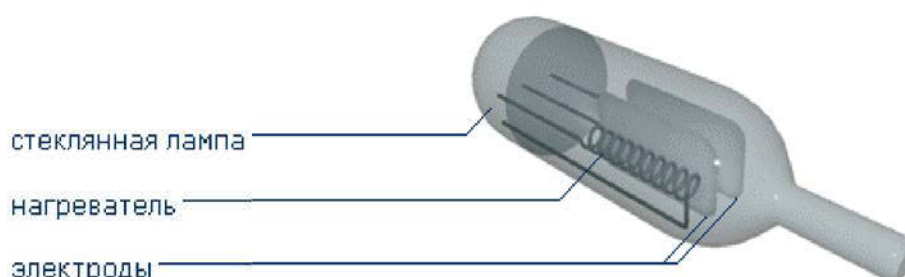


Рис.10. Ионизационный датчик вакуума

Основные достоинства и недостатки различных методов преобразования давления в электрический сигнал

Достоинства	Недостатки
Тензометрический (КНС-преобразователи)	
Высокая степень защиты от агрессивной среды Высокий предел рабочей температуры Налажено серийное производство Низкая стоимость	Неустраняемая нестабильность градуировочной характеристики Высокие гистерезисные эффекты от давления и температуры Низкая устойчивость при воздействии ударных нагрузок и вибраций
Пьезорезистивный (на монокристаллическом кремнии)	
Высокая стабильность характеристик Устойчивость к ударным нагрузкам и вибрациям Низкие (практически отсутствуют) гистерезисные эффекты Высокая точность Низкая цена Возможность измерять давление различных агрессивных средств	Ограничение по температуре (до 150°C)

Емкостной	
Высокая точность Высокая стабильность характеристик Возможность измерять низкий вакуум Простота конструкции	Зачастую нелинейная зависимость емкости от приложенного давления Необходимо дополнительное оборудование или электрическая схема для преобразования емкостной зависимости в один из стандартных выходных сигналов
Резонансный	
Высокая стабильность характеристик Высокая точность измерения давления	При измерении давления агрессивных сред необходимо защитить чувствительный элемент, что приводит к потере точности измерения Высокая цена Длительное время отклика Индивидуальная характеристика преобразования давления в электрический сигнал
Индукционный	
Возможность измерять дифференциальные давления с высокой точностью Незначительное влияние температуры на точность измерения	Сильное влияние магнитного поля Чувствительность к вибрациям и ударам
Ионизационный	
Возможность измерения высокого вакуума Высокая точность Стабильность выходных параметров	Нельзя использовать подобные приборы при высоком давлении (низкий вакуум является порогом) Нелинейная зависимость выходного сигнала от приложенного давления Высокая хрупкость Необходимо сочетать с другими датчиками давления

Различные сферы применений определяют свои требования к датчикам: для промышленности – надежность и стабильность характеристик, для лабораторных измерений и расходомерии – точность измерения давления и т.д.

В медицинской технике наиболее широкое распространение получили емкостные датчики давления, имеющие достаточно высокие

характеристики таких параметров преобразователей как точность, стабильность выходных характеристик, надежность, долговечность при их относительно низкой цене.

Емкостные датчики давления

Емкостный датчик представляет собой плоский или цилиндрический конденсатор, одна из обкладок которого испытывает подвергнутое контролю перемещение, вызывая изменение емкости. Пренебрегая краевыми эффектами, можно выразить емкость для плоского конденсатора следующим образом:

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 S/D,$$

где ϵ_r – относительная проницаемость среды, заключенной между обкладками, $\epsilon_0 = 8,85 \cdot 10^{-12}$; S и D – площадь поверхности рассматриваемых обкладок и расстояние между ними соответственно.

Рассматривая конденсатор с переменным зазором между обкладками и обозначая d перемещение относительно начального зазора D_0 , имеем следующую зависимость изменения емкости от перемещения:

$$C(d) = \epsilon_0 S / (D_0 + d).$$

Чувствительность конденсатора S_c с переменным зазором и относительная чувствительность соответственно:

$$S_c = - \epsilon_0 S / (D_0 + d)^2, S_r = - 1 / (D_0 + d).$$

В данном случае изменение импеданса является линейной функцией перемещения. Чувствительность S_c и относительная, чувствительность тем выше, чем меньше D_0 , при $d \ll D_0$ они могут рассматриваться как постоянные.

Достаточно часто в качестве чувствительного элемента, преобразующего давление в изменение емкости, используют мембрану. Разность давлений по обе ее стороны соответствует результирующей силе F , а деформацию можно характеризовать следующими величинами: в любой точке мембраны – радиальной и тангенциальной составляющими, в центре мембраны – ее прогибом (рис. 11).

При одном и том же давлении p деформация мембраны тем больше, чем больше радиус R и чем меньше ее толщина e . Чувствительность измерений повышается с увеличением деформации, но при этом возрастают и внутренние напряжения, что вызывает опас-

ность отклонения характеристики от линейности. Могут также возникать гистерезисные явления, связанные с неполной обратимостью деформаций. Следует отметить, что с увеличением отношения R/e уменьшается собственная частота f_0 . Поэтому величину отношения e/R нужно выбирать компромиссной, учитывая, с одной стороны, допустимые напряжения, а с другой – собственную частоту, которую желательно иметь как можно более высокой. Выбор величины этого отношения зависит от характеристик материала мембран.

Основные характеристики преобразователя связаны с параметрами материала мембраны следующим соотношениями:

$$\text{прогиб } h = \frac{3}{9}(1 - \nu^2) \frac{p}{Y} \frac{R^4}{2e^3};$$

радиальная деформация, тангенциальная деформация

$$\varepsilon_1 = \varepsilon_2 = \frac{3}{8}(1 - \nu^2) \frac{p}{Y} \frac{R^2}{e^2};$$

$$\text{собственная частота } f_0 = 0,47 \frac{e}{R^2} \sqrt{\frac{Y}{\rho(1 - \nu^2)}}, \text{ Гц,}$$

где ρ – плотность, Y – модуль Юнга, ν – коэффициент Пуассона.

При расчете различных схем датчик всегда можно рассматривать как идеальную емкость, а потерями в паразитных индуктивностях при используемых частотах пренебрегать. Напротив, при выборе монтажной схемы необходимо изучить влияние паразитных емкостей обкладок датчика, которые образуются между обкладками и соседними металлическими поверхностями, обычно находящимися под потенциалом относительно земли. Если в измерительном контуре одна из обкладок заземлена, паразитная емкость другой обкладки параллельна с емкостью датчика, и изменения одной из этих емкостей от другой отличить невозможно.

Как правило, обкладки емкостного датчика изолируют относительно земли и измерительный контур устраивают так, чтобы его

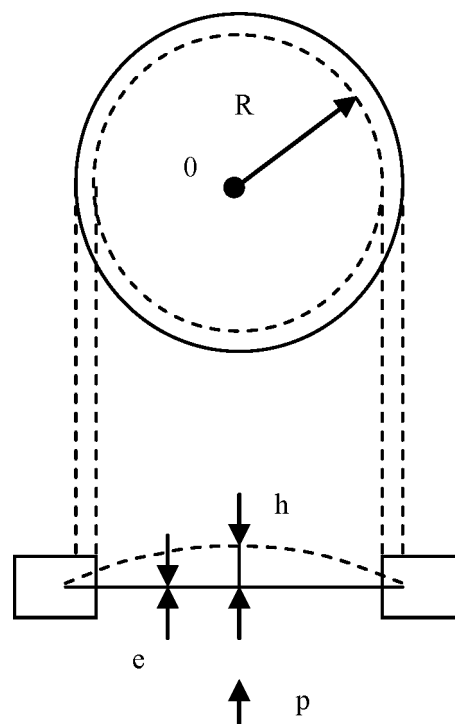


Рис.11. Деформация жестко закрепленной мембраны

показания не зависели от емкостей заземления. Это можно реализовать, в частности, используя балансный трансформатор – мост Саути, при этом сигнал может выдаваться в виде тока, измеряемого с помощью детектора с очень малым входным сопротивлением.

При использовании моста Саути и дифференциального конденсатора (рис.12), измеренное напряжение разбаланса определяется выражением

$$U_m = \frac{e_s}{2} \cdot \frac{C_{21} - C_{31}}{C_{21} + C_{31}}.$$

Это выражение для измеряемого сигнала является линейным по перемещению.

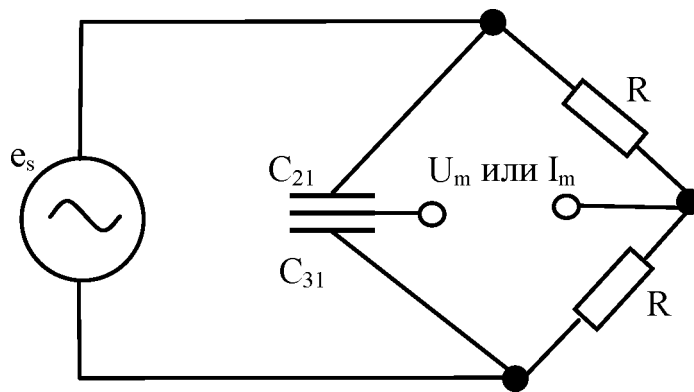


Рис.12. Мост Саути и двойной дифференциальный конденсатор

Измерение тока разбаланса

Этот метод позволяет уменьшить влияние паразитных емкостей:

$$I_m = j\omega e_s \frac{C_{21} - C_{31}}{2 + j\omega R(C_{21} + C_{31})}.$$

Учитывая, что в современных медико-биологических системах для обработки информации широко используются микропроцессорные средства, сигналы, регистрируемые емкостным датчиком давления, необходимо преобразовать в код. Наиболее просто это сделать с помощью генераторной схемы формирования сигнала. На выходе подобной схемы формируются прямоугольные импульсы, частота следования которых является функцией давления $f = F(p)$. В этом случае формирование кода, пропорционального давлению, осуществляется с помощью простой процедуры подсчета числа импульсов за заданный промежуток времени.

Генераторная схема формирования сигнала емкостного датчика давления может иметь, например, следующий вид (рис.13).

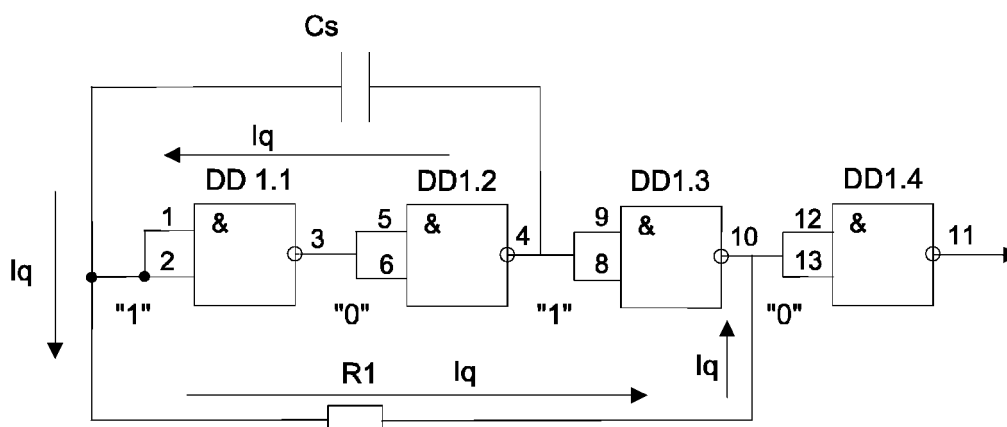


Рис. 13. Генераторная схема формирования сигнала емкостного датчика

Здесь C_s – емкостной датчик, микросхема DD1 типа 561ЛЕ5. Схема работает следующим образом. Предположим, что в начальный момент состояние логических элементов соответствует состоянию, изображенному на рис.13. Тогда конденсатор C_s разряжается через резистор $R1$ с постоянной времени, равной $R1 \cdot C_s$. В момент равенства напряжения на входе элемента DD1.1 половине напряжения питания состояние инверторов изменится на противоположное (учитывая, что порог для КМОП микросхем равен половине напряжения питания). На рис. 14 приведены временные диаграммы работы схемы. Точка А – выводы 1 и 2 микросхемы DD1, точка В – вывод 11. Тогда время t' определится из уравнения:

$$U_n \cdot e^{-\frac{t'}{R1C_s}} = \frac{1}{2} U_n,$$

где U_n – напряжение питания схемы.

После преобразования получим:

$$t' = -R1C_s \ln \frac{1}{2}.$$

Откуда период колебания определится как

$$T \approx 1,4 \cdot R1C_s.$$

Изменение емкости конденсаторного датчика C_s приводит к изменению постоянной времени заряда-разряда и соответственно к изменению периода T колебаний генератора.

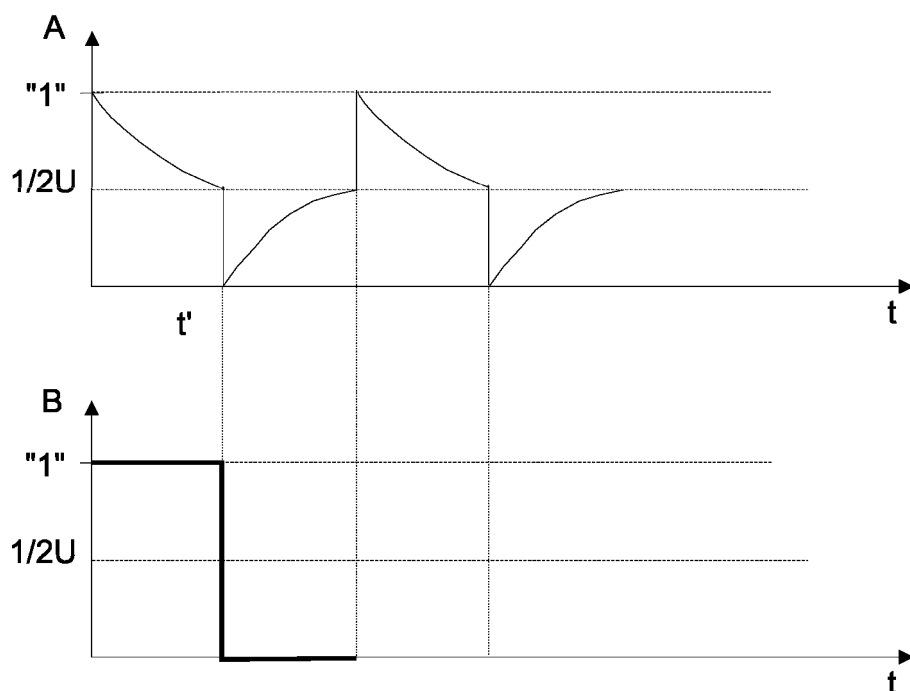


Рис. 14. Временные диаграммы работы генераторной схемы формирования сигнала емкостного датчика

В реальной схеме обкладки емкостного датчика давления могут образовывать паразитные емкости с окружающими токопроводящими поверхностями. Если в измерительной схеме одна из обкладок датчика заземлена, а паразитная емкость параллельна емкости обкладки датчика, то изменения этих емкостей различить невозможно. По этой причине необходимо тщательно разрабатывать монтажную схему емкостного датчика и измерительную схему. Для уменьшения влияния паразитных емкостей емкостной датчик часто экранируют.

2. ОПИСАНИЕ ЛАБОРАТОРНОГО СТЕНДА

Принципиальная схема лабораторного стенда приведена на рис. 15.

Здесь C_s – емкостной датчик давления с плоскопараллельными пластинами, включенный в генераторную схему формирования сигнала, собранную на микросхеме DD1 типа КР561ЛЕ5. Штуцер для подачи воздуха под давлением выведен на переднюю панель макета. Питание схемы осуществляется с выхода эмиттерного повторителя (VT1). Изменение сопротивления $R4$ вызывает изменение напряжения на базе транзистора VT1 и, как следствие, изменение напряжения питания схемы.

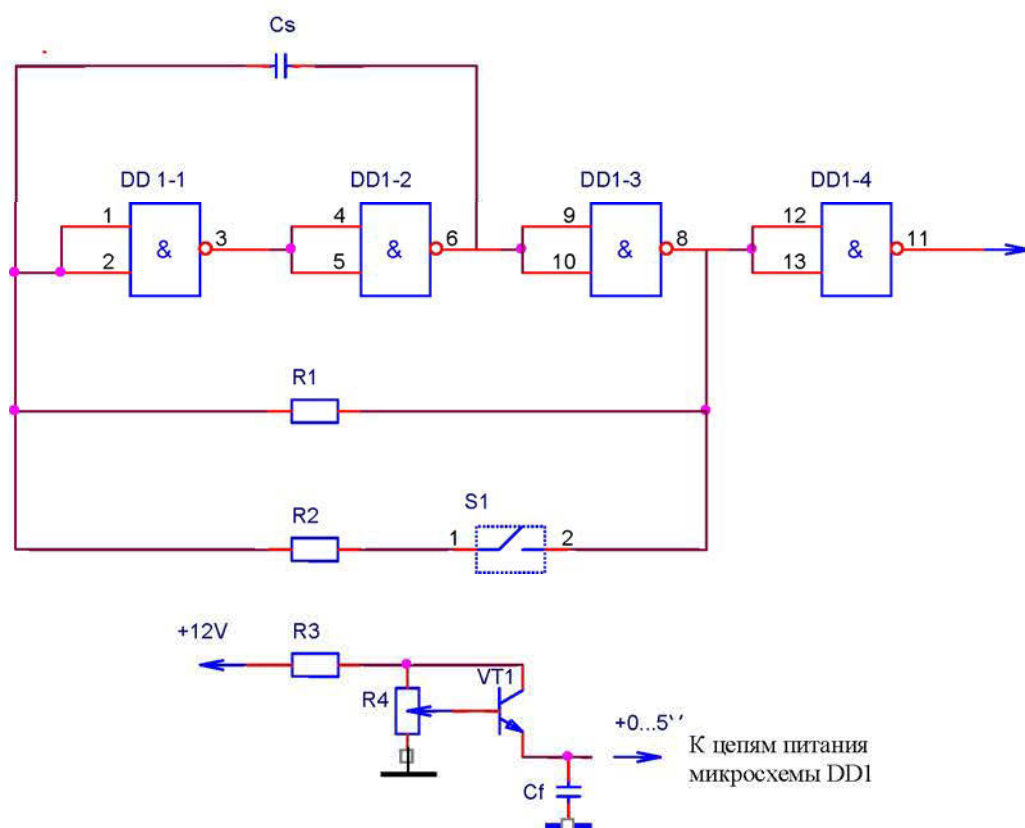


Рис. 15. Принципиальная схема лабораторного стенда

3. ПОРЯДОК ВЫПОЛНЕНИЯ РАБОТЫ

1. Определите зависимость частоты на выходе генератора от давления в диапазоне 0...200 мм рт.ст. с шагом 50 мм рт.ст. для двух положений переключателя $S1$.

2. Рассчитать зависимость емкости датчика от давления в диапазоне 0...200 мм рт.ст. по результатам п.1, если сопротивление резистора $R1$ 180 кОм.

3. По результатам п.1 определить зависимость чувствительности датчика и схемы формирования от давления при двух положениях переключателя $S1$. Определите, при каком положении переключателя чувствительность больше. Определите по полученным данным погрешность нелинейности для двух положений переключателя $S1$.

4. Определите зависимость частоты на выходе генератора от напряжения питания в диапазоне изменения напряжения питания от максимального до минимального с шагом 0,5 В для значений давления 0, 50, 100, 150, 200 мм рт.ст. для двух значений переключателя $S1$.

5. По результатам п.4 определите, какое изменение напряжения питания схемы эквивалентно изменению давления на 30 мм рт.ст.

4. СОДЕРЖАНИЕ ОТЧЕТА

Отчет должен содержать наименование и цель работы, схему лабораторного стенда, графики зависимостей, полученных в пп. 1–4, результаты расчетов пп. 2, 3, 5, результаты расчетов, полученных в п. 2.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Приведите определение давления как микроскопического параметра, единицы его измерения и связь между ними.
2. В чем состоит различие между абсолютным и относительным давлением?
3. Давление в медицинской практике.
4. Что используют в качестве чувствительного элемента датчиков давления?
5. Назовите преимущество емкостного датчика давления.
6. Назовите основные метрологические характеристики датчика давления.
7. Как связаны между собой чувствительность и собственная частота датчика давления? Какая связь между быстродействием датчика давления и отношением сигнал/шум на его выходе?
8. Приведите выражение для зависимости сигнала на выходе схемы формирования сигнала пассивного датчика давления.
9. Приведите выражение для зависимости изменения сигнала от измеряемой и влияющих величин при линейной функции преобразования.
10. Назовите методы уменьшения действия влияющих величин.
11. Какие схемы формирования могут быть использованы для определения параметров емкостного датчика давления?
12. Приведите пример генераторной схемы формирования сигнала емкостного датчика.
13. Выведите выражение для зависимости частоты сигнала на выходе генераторной схемы формирования от емкости датчика.

СПИСОК РЕКОМЕНДУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Датчики измерительных систем: в 2 кн. / Ж. Аш [и др.] Кн. 1. – М.: Мир, 1992. 480 с.
2. Измерение электрических и неэлектрических величин: учеб. пособие для вузов / Н.Н. Евтихеев [и др.]. – М.: Энергоатомиздат, 1990. 352 с.
3. Методы электрических измерений: учеб. пособие для вузов / Л.Г. Журавин [и др.]. – Л.: Энергоатомиздат, 1990. 288 с.
4. Мейзда, Ф. Электронные измерительные приборы и методы измерений / Ф. Мейзда. – М.: Мир, 1990. 535 с.

Учебное издание

**ИССЛЕДОВАНИЕ ЕМКОСТНОГО
ДАТЧИКА ДАВЛЕНИЯ**

*Методические указания
к лабораторной работе*

Составители: ***Конюхов Вадим Николаевич***
Воронов Константин Евгеньевич

Редактор Н. С. К у п р и я н о в а
Компьютерная верстка Т. Е. П о л о в н е в а

Подписано в печать 20.03.06 г. Формат 60х84 1/16.

Бумага офсетная. Печать офсетная.

Усл. печ. л. 1,00. Усл. кр.-отт. 1,25. Уч.-изд.л. 1,5.

Тираж 150 экз. Заказ . Арт. С – 57/2006

Самарский государственный
аэрокосмический университет.
443086 Самара, Московское шоссе, 34.

РИО Самарского государственного
аэрокосмического университета.
443086 Самара, Московское шоссе, 34.