



**«Московский государственный технический университет  
имени Н.Э. Баумана»  
(МГТУ им. Н.Э. Баумана)**

ФАКУЛЬТЕТ

Информатика и системы управления

КАФЕДРА

Проектирования и технологии производства ЭА

**РАСЧЁТНО - ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА**  
**к домашнему заданию:**

по курсу \_\_\_\_\_ Технология конструирования ЭВМ

на тему \_\_\_\_\_ Конструирование датчиков и применение в медицине

Студент

А. Д. Белков

(Подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

Руководитель домашнего задания

А. А. Адамова

(Подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

Консультант

А. А. Адамова

(Подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

Отметки о сдаче домашнего задания:

Министерство образования и науки Российской Федерации  
федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования  
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана  
(Национальный исследовательский университет)»

УТВЕРЖДАЮ

Руководитель секции

ИУ4

« \_\_\_\_\_ »

(Индекс)

(И.О.Фамилия)

« \_\_\_\_\_ »

201\_ г.

**З А Д А Н И Е**  
**на выполнение домашнего задания**

по курсу \_\_\_\_\_ Технология конструирования ЭВМ

\_\_\_\_\_ Конструирование датчиков и применение в медицине  
\_\_\_\_\_ (Тема домашнего задания)

Студент \_\_\_\_\_ Белков А.Д, ИУ5-73  
\_\_\_\_\_ (Фамилия, инициалы, индекс группы)

**1. Техническое задание**

Написать работу на заданную тему «Конструирование датчиков и применение в медицине». Объем работы от 15 листов формата А4. Необходимо написать аннотацию к работе и выписать ключевые слова.

**2. Оформление домашнего задания**

2.1. Расчетно-пояснительная записка на 23 листах формата А4.

2.2. Перечень графического материала (плакаты, схемы, чертежи и т.п.) \_\_\_\_\_  
отсутствуют

Дата выдачи задания «24» октября 2018 г.

Руководитель домашнего задания

А.А. Адамова

(подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

Студент

А.Д. Белков

(подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

## АННОТАЦИЯ

В данной работе рассматривается определение датчика, его конструкция и общие принципы работы. Также большое внимание уделено применению датчиков в медицинской сфере, рассмотрено огромное количество различных типов медицинских датчиков и их конструктивные особенности.

Ключевые слова: датчик, преобразователь информации, оптоэлектроника, эхокардиографии, медицина, электрод, конструирование.

This work discusses the definition of the sensor, its design and general principles of operation. Also, much attention is paid to the use of sensors in the medical field, considered a huge number of different types of medical sensors and their design features.

Keywords: sensor, information transducer, optoelectronics, echocardiography, medicine, electrode, design.

## Содержание

1. Введение.....	5
2. Конструирование датчиков .....	6
3. Принцип работы датчика.....	8
4. Применение в медицине .....	10
5. Заключение .....	20
6. Литература .....	21
7. Приложение .....	22

## **Введение**

Датчики широко используются в научных исследованиях, испытаниях, контроле качества, телеметрии, системах автоматизированного управления и в других областях деятельности и системах, где требуется получение измерительной информации.

Датчики являются элементом технических систем, предназначенных для измерения, сигнализации, регулирования, управления устройствами или процессами. Датчики преобразуют контролируемую величину (давление, температура, расход, концентрация, частота, скорость, перемещение, напряжение, электрический ток и т. п.) в сигнал (электрический, оптический, пневматический), удобный для измерения, передачи, преобразования, хранения и регистрации информации о состоянии объекта измерений.

Исторически и логически датчики связаны с техникой измерений и измерительными приборами, например термометры, расходомеры, барометры, прибор «авиагоризонт» и т. д. Обобщающий термин датчик укрепился в связи с развитием автоматических систем управления, как элемент обобщенной логической концепции датчик — устройство управления — исполнительное устройство — объект управления. В качестве отдельной категории использования датчиков в автоматических системах регистрации параметров можно выделить их применение в системах научных исследований и экспериментов.

## Конструирование датчиков

Датчик (первичный преобразователь информации) – это устройство, преобразующее контролируемую и регулируемую величину в такой вид сигнала, который более удобен для воздействия на последующие элементы автоматики. В более общей формулировке прибор осуществляет операцию отображения множества сигналов на входе в множество сигналов на выходе, при этом указанное отображение должно быть однозначным.

В настоящее время наибольшее распространение в автоматике получили электрические датчики, которые можно разделить на несколько групп:

- параметрические;
- генераторные;
- контактные;
- тахометрические;
- ёмкостные.

Параметрические датчики служат для преобразования не электрического регулируемого или контролируемого сигнала в параметры электрических цепей (сопротивление, индуктивность, ёмкость). Эти датчики делятся на датчики активного сопротивления (контактные, реостатные, потенциометрические, тензодатчики, терморезисторы) и датчики реактивного сопротивления.

Генераторные датчики служат для преобразования не электрических регулируемых или контролируемых сигналов в параметры ЭДС. Эти датчики не требуют посторонних источников энергии, так как сами являются источниками ЭДС.

К параметрическим и генераторным датчикам предъявляются представленные ниже требования:

- непрерывная и линейная зависимость выходной величины от входной;
- высокая динамическая чувствительность;
- наименьшее влияние на регулируемую или измеряемую величину;
- надёжность в работе;
- применимость к используемой измерительной аппаратуре и источникам питания;
- наименьшая себестоимость;
- минимальная масса и габариты.

Контактные датчики это датчики, а которых механическое перемещение преобразуется в замкнутое или разомкнутое состояние контактов, управляющих одной или несколькими электрическими цепями.

При замыкании контактов сопротивление между ними изменяется от бесконечности до небольших значений, а при размыкании контактов оно изменяется в обратном направлении, то есть от небольшого значения до бесконечности.

К тахометрическим датчикам ним относят тахогенератор, который представляет собой маломощную электрическую машину преобразующую механическое вращение в электрический сигнал. Тахогенераторы нужны для получения напряжений пропорциональных частоте вращения и применяются в качестве электрических датчиков угловой скорости. В зависимости от вида выходного напряжения и конструкции они делятся на тахогенераторы постоянного и переменного тока.

Тахогенераторы постоянного тока конструктивно представляют собой электрические генераторы постоянного тока и выполняются с возбуждением от постоянных магнитов.

Тахогенераторы переменного тока можно разделить на два вида:

- синхронные;
- асинхронные.

Основными преимуществами тахогенераторов переменного тока, по сравнению с тахогенераторами постоянного тока, являются:

- отсутствие коллектора и щеток;
- синусоидальная форма выходной ЭДС;

- большая надежность;
- стабильность характеристик.

Ёмкостные преобразователи. Устройства, содержащие не менее двух поверхностей, между которыми действует электрическое поле, называются электростатическими (ЭС) преобразователями. Электрическое поле создается извне приложенным напряжением или возникает при действии на вход преобразователя измерительного сигнала. На рисунке 1 показана схема работы электростатического преобразователя.

Преобразователи, в которых электрическое поле создается приложенным напряжением, составляют группу емкостных преобразователей. Основным элементом в этих преобразователях является конденсатор переменной емкости, изменяемой входным измерительным сигналом.

## Принцип работы датчика

В общем виде датчик можно представить в виде чувствительного элемента и преобразователя. Чувствительный элемент в автоматике выполняет функции “органов чувств”. Он нужен для преобразования контролируемой величины в такой вид сигнала, который будет удобным для измерения. В преобразователе происходит преобразование не электрического сигнала в электрический, например, давление в электроконтактном манометре сначала преобразуется с помощью чувствительного элемента в механическое перемещение стрелки, а затем в преобразователе преобразуется в изменение сопротивления. На входе датчика могут регистрироваться как электрические сигналы, так и не электрические сигналы. С выхода обычно получают электрические сигналы. Это вызвано тем, что электрические сигналы проще усилить и передавать на различные расстояния.

На вход датчика поступает первичный сигнал  $x(t)$ , который является параметром первичной информации (этим сигналом могут быть давление, температура, количество и расход жидкостей, линейные и угловые размеры, расстояния, скорости, ускорения, деформации, напряжения, вибрации, внутренние трещины, несплошности в материалах и др.). На выходе датчика мы получаем сигнал, на основе которого мы можем сравнить или измерить исходную величину. Как и все приборы датчики тоже подвергаются вредным воздействиям. Не желательными для датчика являются такие воздействия как перегрузки, вибрации, электрические и магнитные поля, неконтролируемые вариации температуры, давления, влажности окружающей среды и т. д. Если датчик подвергается подобным воздействиям, то в его показаниях появляется погрешность.

Прибор должен воспроизводить измеряемые величины с допускаемыми погрешностями. При этом слово “воспроизведение”, эквивалентное в данной трактовке слову “отображение”, понимается в самом широком смысле: получение на выходе прибора величин, пропорциональных входным величинам; формирование заданных функций от входных величин (квадратичная и логарифмическая шкалы и др.); получение производных и интегралов от входных величин; формирование на выходе слуховых или зрительных образов, отображающих свойства входной информации; формирование управляющих сигналов, используемых для управления контролем; запоминание и регистрация выходных сигналов. Измерительный сигнал, получаемый от контролируемого объекта, передается в измерительный прибор в виде импульса какого-либо вида энергии. Можно говорить о сигналах: первичных - непосредственно характеризующих контролируемый процесс; воспринимаемых чувствительным элементом прибора; подаваемых в мерительную схему, и т.д. При передаче информации от контролируемого объекта к указателю прибора сигналы претерпевают ряд изменений по уровню и спектру и преобразуются из одного вида энергии в другой.

Необходимость такого преобразования вызывается тем, что первичные сигналы не всегда удобны для передачи, переработки, дальнейшего преобразования и воспроизведения. Например, при измерении температуры прибором, чувствительный элемент которого помещается в контролируемую среду, воспринимаемый поток тепла трудно передать, а тем более воспроизвести на указателе прибора. Этой особенностью обладают почти все сигналы первичной информации. Поэтому воспринимаемые чувствительными элементами сигналы почти всегда преобразуются в электрические сигналы, являющиеся универсальными. Та часть прибора, в которой первичный сигнал преобразуется, например, в электрический, называется первичным преобразователем. Часто этот преобразователь совмещается с чувствительным элементом. Сигналы с выхода первичного преобразователя поступают на следующие преобразователи измерительного прибора.

На рисунке 2 и рисунке 3 дана функциональная схема прибора, на которой указаны: исследуемый объект ИО; первичный преобразователь П1; устройство сравнения УС; устройство обработки сигналов Об. 1, в котором производится селекция, усиление, коррекция погрешностей, фильтрация и др.; кодирующее устройство Код; модулятор М; канал передачи КП; устройство детектирования Д; устройство декодирования ДК; устройство обработки информации Обр. 2, обеспечивающее функциональное преобразование, коррекции



погрешностей, формирование функции преобразования и др.; преобразователь Пр, выдающий информацию на систему отображения СОИ и на обратный преобразователь ОП, с которого поступают сигналы на устройство сравнения. Эта схема является обобщенной и включает ряд элементов, которые в более простых приборах могут отсутствовать.

## Применение в медицине

Различные преобразователи неэлектрических величин в электрические прочно заняли свое место во многих областях человеческого знания, и уж тем более — в медицине. Трудно представить современного врача, занимающегося диагностикой различных заболеваний и их лечением, не опирающегося на огромное число достижений таких наук как радиоэлектроника, микроэлектроника, метрология, материаловедение. И хотя, датчики являются одной из самых медленно развивающихся областей медицинской электроники, да и всей электроники в целом, подавляющее большинство диагностических и терапевтических приборов и систем прямо или косвенно содержат множество самых разных преобразователей и электродов, без которых, подчас немислима работа этой системы.

Рассмотрим наиболее распространенные типы датчиков, используемых в медицине.

### Волоконно-оптические датчики

Оптоэлектроника — это довольно новая область науки и техники, которая появилась на стыке оптики и электроники. Следует заметить, что в развитии радиотехники с самого начала XX века постоянно прослеживалась тенденция освоения электромагнитных волн все более высокой частоты. Важным моментом в развитии оптоэлектроники является создание оптических волокон. Особенно интенсивными исследования стали в конце 1960-х годов, а разработка в 1970 г. американской фирмой “Корнинг” кварцевого волокна с малым затуханием (20 дБ/км) явилась эпохальным событием и послужила стимулом для увеличения темпов исследований и разработок на все 1970-е годы.

Оптическое волокно обычно бывает одного из двух типов: одномодовое, в котором распространяется только одна мода (тип распределения передаваемого электромагнитного поля), и многомодовое — с передачей множества (около сотни) мод. Конструктивно эти типы волокон различаются только диаметром сердечника — световедущей части, внутри которой коэффициент преломления чуть выше, чем в периферийной части — оболочке.

В медицинской технике используются как многомодовые, так и одномодовые оптические волокна. Многомодовые волокна имеют большой (примерно 50 мкм) диаметр сердечника, что облегчает их соединение друг с другом. Но поскольку групповая скорость света для каждой моды различна, то при передаче узкого светового импульса происходит его расширение (увеличение дисперсии). По сравнению с многомодовыми у одномодовых волокон преимущества и недостатки меняются местами: дисперсия уменьшается, но малый (5 – 10 мкм) диаметр сердечника значительно затрудняет соединение волокон этого типа и введение в них светового луча лазера. Вследствие этого одномодовые оптические волокна нашли преимущественное применение в линиях связи, требующих высокой скорости передачи информации (линии верхнего ранга в иерархической структуре линий связи), а многомодовые чаще всего используются в линиях связи со сравнительно невысокой скоростью передачи информации. Имеются так называемые когерентные волоконно-оптические линии связи, где пригодны только одномодовые волокна. В многомодовом оптическом волокне когерентность принимаемых световых волн падает, поэтому его использование в когерентных линиях связи непрактично, что и предопределило применение в подобных линиях только одномодовых оптических волокон. Напротив, хотя при использовании оптических волокон для датчиков вышеуказанные факторы тоже имеют место, но во многих случаях их роль уже иная. В частности, при использовании оптических волокон для когерентных измерений, когда из этих волокон формируется интерферометр, важным преимуществом одномодовых волокон является возможность передачи информации о фазе оптической волны, что неосуществимо с помощью многомодовых волокон. Следовательно, в данном случае необходимо только одномодовое оптическое волокно, как и в когерентных линиях связи. Тем не менее, на практике применение одномодового оптического волокна при измерении нетипично из-за небольшой его дисперсии. Таким образом, в сенсорной оптоэлектронике, за исключением датчиков-интерферометров,

используются многомодовые оптические волокна. Это обстоятельство объясняется еще и тем, что в датчиках длина используемых оптических волокон значительно меньше, чем в системах оптической связи.

Необходимо отметить общие достоинства оптических волокон:

- широкополосность (предполагается до нескольких десятков терагерц);
- малые потери (минимальные 0,154 дБ/км);
- малый (около 125 мкм) диаметр;
- малая (приблизительно 30 г/км) масса;
- эластичность (минимальный радиус изгиба 2 ММ);
- механическая прочность (выдерживает нагрузку на разрыв примерно 7 кг);
- отсутствие взаимной интерференции (перекрестных помех типа известных в телефонии “переходных разговоров”);
- безындукционность (практически отсутствует влияние электромагнитной индукции, а следовательно, и отрицательные явления, связанные с грозовыми разрядами, близостью к линии электропередачи, импульсами тока в силовой сети);
- взрывобезопасность (гарантируется абсолютной неспособностью волокна быть причиной искры);
- высокая электроизоляционная прочность (например, волокно длиной 20 см выдерживает напряжение до 10000 В);
- высокая коррозионная стойкость, особенно к химическим растворителям, маслам, воде.

В практике использования волоконно-оптических датчиков имеют наибольшее значение последние четыре свойства. Достаточно полезны и такие свойства, как эластичность, малые диаметр и масса. Широкополосность же и малые потери значительно повышают возможности оптических волокон, но далеко не всегда эти преимущества осознаются разработчиками датчиков. Однако, с современной точки зрения, по мере расширения функциональных возможностей волоконно-оптических датчиков в ближайшем будущем эта ситуация понемногу исправится.

Как будет показано ниже, в волоконно-оптических датчиках оптическое волокно может быть применено просто в качестве линии передачи, а может играть роль самого чувствительного элемента датчика. В последнем случае используются чувствительность волокна к электрическому полю (эффект Керра), магнитному полю (эффект Фарадея), к вибрации, температуре, давлению, деформациям (например, к изгибу). Многие из этих эффектов в оптических системах связи оцениваются как недостатки, в датчиках же их появление считается скорее преимуществом, которое следует развивать.

Современные волоконно-оптические датчики позволяют измерять почти все. Например, давление, температуру, расстояние, положение в пространстве, скорость вращения, скорость линейного перемещения, ускорение, колебания, массу, звуковые волны, уровень жидкости, деформацию, коэффициент преломления, электрическое поле, электрический ток, магнитное поле, концентрацию газа, дозу радиационного излучения. На использовании пучков таких волокон основывается вся техника эндоскопии.

Если классифицировать волоконно-оптические датчики с точки зрения применения в них оптического волокна, то, их можно грубо разделить на датчики, в которых оптическое волокно используется в качестве линии передачи, и датчики, в которых оно используется в качестве чувствительного элемента. В датчиках типа “линии передачи” используются в основном многомодовые оптические волокна, а в датчиках сенсорного типа чаще всего — одномодовые.

С помощью волоконно-оптических датчиков с оптоволоконном в качестве линии передач можно измерять следующие физические величины:

- датчиком проходящего типа: температуру (на основе измерения изменения постоянной люминесценции в многомодовых волокнах, в диапазоне 0 – 70 °С с точностью  $\pm 0,04$  °С);

- датчиком отражательного типа: концентрацию кислорода в крови (происходит изменение спектральной характеристики, детектируется интенсивность отраженного света, оптоволоконно — пучковое, с доступом через катетер).

Если же оптическое волокно в датчике использовать в качестве чувствительного элемента, то возможны следующие применения:

- интерферометр Майкельсона позволяет измерять пульс, скорость кровотока: используя эффект Доплера можем детектировать частоту биений — используются как одномодовое, так и многомодовое волокна; диапазон измерений:  $10^{-4} - 10^8$  м/с.
- на основе неинтерферометрической структуры возможно построить датчик, позволяющий определять дозу ионизирующего излучения, используемое физическое явление — формирование центра окрашивания, детектируемая величина — интенсивность пропускаемого света.

На рисунке 4 и рисунке 5 представлены схемы волоконно-оптических датчиков проводящего и отражательно типа соответственно.

Подводя некоторый итог, надо сказать, что основными элементами волоконно-оптического датчика, являются: оптическое волокно, светоизлучающие (источник света) и светоприемные устройства, оптический чувствительный элемент. Кроме того, специальные линии необходимы для связи между этими элементами или для формирования измерительной системы с датчиком. Далее, для практического внедрения волоконно-оптических датчиков необходимы элементы системной техники, которые в совокупности с вышеуказанными элементами и линией связи образуют измерительную систему (Рисунок 6).

Классификация основных структур волоконно-оптических датчиков:

- с изменением характеристик волокна (в том числе специальных волокон);
- с изменением параметров передаваемого света;
- с чувствительным элементом на торце волокна.

### Датчики потока

Ультразвуковые датчики эффективно используются для измерения потока во многих медико-биологических и промышленных применениях. Основным элементом конструкции ультразвукового датчика является пьезоэлектрический излучатель коротких посылок акустических (упругих) волн. Для измерения потока используются частоты, лежащие за пределами слышимого акустического диапазона — в ультразвуковой области. Работа ультразвуковых датчиков потока основана на одном из двух физических принципов.

В датчиках первого типа (измерение времени прохождения сигнала) используется тот факт, что скорость звука, распространяющегося в движущейся среде, равна скорости относительно этой среды плюс скорость движения самой среды. В датчиках второго типа используется изменение (доплеровский сдвиг) частоты ультразвуковой волны при ее рассеянии движущейся средой. В ультразвуковых измерителях потока используются электроакустические преобразователи из пьезоэлектрических материалов, осуществляющие преобразование электрической мощности в акустические колебания.

Идеальным пьезоэлектрическим материалом для электроакустического преобразователя является такой материал, который обеспечивает низкий уровень шума, высокую эффективность преобразования и позволяет создать преобразователь с высокой добротностью. Чаще всего в электроакустических преобразователях используется цирконат — титанат свинца (ЦТС). Преимущество этого материала — очень высокая эффективность электроакустического преобразования и высокая температура Кюри (приблизительно 300 оС); последнее уменьшает вероятность деполяризации материала в процессе припайки выводов преобразователя. Можно изготовить ультразвуковой преобразователь любой формы посредством расплавления материала и последующей его формовки. Пьезоэлектрические кристаллы подвергаются искусственной поляризации путем помещения их в сильное электрическое поле при высокой температуре и охлаждения в этом поле ниже температуры Кюри. Обычно формируются преобразователи в виде дисков, на противоположные плоские поверхности которых наносятся

металлические электроды. Через эти электроды генератор колебаний возбуждает кристалл-излучатель. Электроды кристалла-приемника присоединены к высокочастотному усилителю. Для обеспечения максимальной эффективности толщина кристалла обычно выбирается равной половине длины ультразвуковой волны.

Выбор рабочей частоты преобразователя определяется фундаментальными физическими факторами. Конечное значение диаметра преобразователя обуславливает наличие дифракционного распределения интенсивности ультразвуковой волны по аналогии с апертурной дифракцией в оптике. В области ближнего поля пучок имеет практически цилиндрическую форму, соответствующую геометрии излучателя, и его уширение мало. Однако распределение интенсивности в пучке неоднородно, поскольку здесь возникают многочисленные интерференционные максимумы и минимумы. В области дальнего поля пучок расходится, причем интенсивность ультразвуковой волны в пучке изменяется обратно пропорционально квадрату расстояния от преобразователя. Эффект расходимости пучка ухудшает пространственное разрешение, поэтому область дальнего поля использовать не рекомендуется. Для обеспечения работы в области ближнего поля нужны большие преобразователи и высокие рабочие частоты. В промышленных применениях пространственное разрешение при измерении потока можно получить, выбирая рабочую частоту и размер преобразователя таким образом, чтобы размер области ближнего поля приблизительно соответствовал диаметру токопровода (кровеносного сосуда, например).

Правильный выбор рабочей частоты очень важен для измерителей потока крови. Для пучка с постоянным поперечным сечением мощность ультразвуковой волны экспоненциально спадает с расстоянием из-за ее поглощения в ткани. С этой точки зрения предпочтительнее низкие рабочие частоты, поскольку коэффициент поглощения ультразвука квазилинейным образом возрастает с увеличением частоты.

С другой стороны, наиболее распространенные ультразвуковые измерители потока — доплеровские датчики потока — работают на принципе детектирования мощности ультразвуковой волны, рассеиваемой движущимися красными кровяными тельцами, причем рассеиваемая мощность пропорциональна четвертой степени частоты. Таким образом, в этих измерителях потока для увеличения детектируемой мощности необходимо увеличивать рабочую частоту. Компромисс достигается при выборе рабочей частоты в диапазоне от 2 до 10 МГц.

Датчик потока, работающий на принципе измерения времени прохождения сигнала — один из простейших ультразвуковых измерителей потока. Он широко используется в промышленности и пригоден также для респираторных измерений и измерений потока крови. Возможен способ расположения, заключающийся в возможности закреплять преобразователи на внешней поверхности трубы или кровеносного сосуда, что исключает ограничение потока. Преимущества таких датчиков (измерителей) потока заключается в следующем:

- с их помощью можно измерять потоки самых различных жидкостей и газов, поскольку для проведения измерений не требуется наличие в текучей среде частиц, отражающих ультразвук;
- они позволяют определять направление потока;
- их показания сравнительно нечувствительны к изменениям вязкости, температуры и плотностей текучей среды;
- из всех серийно выпускаемых измерителей потока промышленные устройства этого типа обеспечивают наивысшую точность измерений.

Ультразвуковые измерители потока были опробованы в качестве пневмотахометров — для измерения мгновенного значения объемного расхода вдыхаемого или выдыхаемого газа. Ультразвуковые пневмотахометры имеют следующие теоретические преимущества:

- высокое быстродействие;
- широкий динамический диапазон;
- отсутствие движущихся частей;
- пренебрежимо малое влияние на поток;
- естественную двунаправленность;

- легкость очистки и стерилизации.

В настоящее время ультразвуковые пневмотахометры находятся все еще в стадии разработки. Есть несколько проблем, препятствующих успешному внедрению этих устройств:

- низкая акустическая эффективность передачи ультразвука через газы;
- широкий диапазон изменений состава, температуры и влажности газа;
- неудовлетворительное понимание природы ультразвукового поля и характера его взаимодействия с движущимся газом.

В доплеровских измерителях потока непрерывного действия используется известный эффект изменения (понижения) частоты звука, детектируемого движущимся приемником, удаляющимся от неподвижного источника звука (эффект Доплера). Если излучатель и приемник неподвижны, а движется объект (частица в текучей среде), отражающий ультразвуковую волну, то обусловленный эффектом Доплера сдвиг частоты при симметричном расположении преобразователей по отношению к аксиально-симметричному потоку рассчитывается по формуле, где  $f_d$  — доплеровский сдвиг частоты;  $f_0$  — частота излучаемой ультразвуковой волны;  $u$  — скорость объекта (частицы в текучей среде);  $c$  — скорость звука;  $\varphi$  — угол между направлением излучения (приема) ультразвуковой волны и осью трубы или кровеносного сосуда. Если поток не имеет аксиальной симметрии или преобразователи расположены несимметрично, то в формулу нужно вводить дополнительный тригонометрический коэффициент. Самое важное преимущество доплеровского измерителя потока непрерывного действия — возможность измерения кровотока с помощью преобразователей, расположенных на поверхности тела с одной стороны кровеносного сосуда. Измерители потока этого типа могут работать с жидкостями, содержащими включения газов или твердых тел.

Можно указать и ряд других преимуществ этих устройств:

- временные задержки сигнала в них минимальны и определяются главным образом характеристиками фильтров;
- при измерении кровотока помехи от сигнала электрокардиограммы (ЭКГ) незначительны;
- такие устройства можно устанавливать в дешевых регуляторах потока.

При использовании доплеровского измерителя потока непрерывного действия для получения сигнала доплеровского сдвига необходимо наличие в текучей среде каких-либо частиц. Сигнал доплеровского сдвига не является одночастотным гармоническим сигналом, что обусловлено рядом причин:

- Профиль распределения скорости по поперечному сечению потока (профиль потока) неоднороден. Частицы движутся с различными скоростями, генерируя различные по частоте доплеровские сдвиги.
- Частица отражает ультразвуковую волну в течение короткого промежутка времени.
- Хаотическое вращение частиц и турбулентность вызывают различные доплеровские сдвиги.

Два других недостатка доплеровского измерителя потока непрерывного действия — практически полное отсутствие информации о профиле потока и невозможность определения направления потока без дополнительной обработки сигнала.

Импульсный доплеровский измеритель потока работает в радарном режиме и выдает информацию о профиле потока текучей среды. Преобразователь возбуждается короткими посылками сигнала несущей частоты от генератора. Этот преобразователь выполняет функции излучателя и приемника; отражаемый сигнал с доплеровским сдвигом принимается с некоторой временной задержкой относительно момента излучения первичного сигнала. Временный интервал между моментами излучения и приема сигнала является непосредственным указателем расстояния до отражающей частицы (дальности). Следовательно, можно получить полную “развертку” отражений сигнала поперек трубы или кровеносного сосуда. Профиль скорости в поперечном сечении кровеносного сосуда получается в результате регистрации доплеровского сдвига сигнала при различных временных задержках. С помощью импульсного доплеровского измерителя потока можно оценить диаметр кровеносного сосуда. Принимаемые

сигналы А и С обусловлены отражениями от ближней и дальней стенок сосуда соответственно. Расстояние между точками, где происходят эти отражения, непосредственно связано через простые геометрические соотношения с диаметром сосуда.

Аналогичный принцип измерения лежит в основе метода ультразвукового сканирования в амплитудном режиме (А-режиме) и метода эхо-кардиографии. Ультразвуковой преобразователь устанавливается напротив участка тела или органа, подлежащего сканированию. Этот преобразователь излучает ультразвуковой сигнал, испытывающий отражение на любой неоднородности ткани вдоль направления сканирования. Задержка между временем излучения и приема сигнала может быть использована для определения места локализации этой неоднородности вдоль определенного пути сканирования.

Длительность излучаемого импульса является важным фактором при использовании импульсного доплеровского измерителя для регистрации кровотока. В идеале это должен быть очень короткий импульс, чтобы получить хорошее разрешение по расстоянию. С другой стороны, для достижения достаточно высокого значения отношения сигнал/шум и хорошего разрешения по скорости длительность этого импульса должна быть достаточно велика. Типичный компромиссный вариант — использование импульсов с частотой повторения 8 МГц и длительностью 1 мкс.

Доплеровским измерительным системам, работающим в импульсном режиме, присуще внутреннее ограничение. Оно выражается в том, что при заданной дальности ограничен диапазон измеряемых скоростей. Это вынуждает использовать импульсы с меньшей частотой повторения  $f_r$ . Это означает, что нельзя измерить высокие скорости при больших расстояниях до отражающего объекта. Спектральное уширение, которое может привести к появлению в сигнале спектральных составляющих с частотами, превышающими несущую частоту, а также неидеальность характеристик фильтров нижних частот, используемых для исключения эффекта наложения спектров, приводит к еще более жестким ограничениям.

В импульсных доплеровских системах преобразователи имеют более сложную конструкцию, чем в доплеровских системах непрерывного действия. Любой кристаллический преобразователь характеризуется высокой добротностью  $Q$  (узкой частотной характеристикой) и поэтому после окончания возбуждающего электрического сигнала довольно долго осциллирует на своей резонансной частоте.

Импульсный доплеровский преобразователь модифицируется путем добавления к нему спереди или сзади массивного демпфера, что обеспечивает уменьшение (уширение частотной характеристики) кристалла. Типичные значения модифицированной добротности — от 5 до 15. При использовании одного общего преобразователя в качестве излучателя и приемника отключение излучателя осуществляется с помощью логического элемента (вентилля). Однокаскадный логический элемент не обеспечивает надлежащей развязки мощного сигнала, возбуждающего излучатель, от исключительно слабого принимаемого сигнала. Проблема развязки решается последовательным включением двух логических элементов. При использовании импульсных доплеровских систем возникают дополнительные проблемы и с обработкой принимаемого сигнала. В системе должна быть предусмотрена некоторая схема, обеспечивающая защиту усилителя высокой частоты от перегрузок во время передачи сигнала и предотвращающая поступление напряжения генератора на вход этого усилителя во время приема сигнала. Примером такой схемы является диодная структура, обладающая низким сопротивлением для высокоуровневого передаваемого сигнала и высоким сопротивлением для слабого принимаемого сигнала. Измерение профилей потока в реальном масштабе времени достигается путем использования 16 логических элементов (селекторов дальности), задающих различные временные задержки для принимаемого сигнала. На выходе измерительного устройства имеем при этом 16 “параллельных” сигналов, соответствующих различным точкам в поперечном сечении трубы или кровеносного сосуда и определяющих временную зависимость локальных скоростей потока в этих точках. Профиль скорости формируется путем быстрого сканирования по этим 16 каналам.

Главное преимущество импульсных доплеровских измерителей потока — возможность получения информации о профиле потока. Кроме того, в этих устройствах детектируются сигналы, отражаемые частицами из малых объемов текучей среды (в силу сканирования по

поперечному сечению потока), и поэтому на детекторы нуля поступают сигналы с узким частотным спектром, что является другим важным преимуществом измерителей потока этого типа. И, наконец, поскольку для импульсного доплеровского измерителя потока нужен только один преобразователь, выполняющий функцию как излучателя, так и приемника, то это — идеальное устройство для измерений с помощью катетера. Такие измерители используются для регистрации кровотока в различных участках кровеносной системы.

### Датчики давления

Датчики давления семейства Senseon фирмы Motorola выбирают производители медицинского оборудования по всему миру. Они долговечны, точны и надежны. Датчик давления фирмы Motorola разработан с использованием монолитного кремниевого пьезорезистора, который генерирует изменяющееся в зависимости от величины давления напряжение на выходе.

Резистивный элемент, который представляет собой датчик напряжений, ионно имплантирован в тонкую кремниевую диафрагму. Малейшее давление на диафрагму приводит к изменению сопротивления датчика напряжений, что, в свою очередь, изменяет напряжение на выходе пропорционально приложенному давлению. Датчик напряжений является составной частью диафрагмы, благодаря чему устраняются температурные эффекты, возникающие из-за разницы в тепловых расширениях датчика и диафрагмы. Параметры на выходе самого датчика деформаций зависят от температуры, так что при использовании в диапазоне температур, превышающих допустимые значения, требуется компенсация. В узких диапазонах температур, например от 0 °C до 85 °C, в этом качестве может быть использована простая резисторная схема. В диапазоне температур от -40 °C до +125 °C потребуются расширенные компенсационные схемы.

### Температурные датчики. Термисторы

Одной из наиболее распространенных задач промышленной, бытовой и медицинской автоматики, решаемых путем температурных измерений, является задача выделения заданного значения температуры или диапазона температур, в пределах которого контролируемые физические процессы протекают нормально, с требуемыми параметрами. Это, в первую очередь, относится к приборам и устройствам, работающим при температурах, определяемых условиями жизнедеятельности человека и используемых им при этом приборов машин и механизмов, т. е. -40 °C – +100 °C, например, кондиционирование температуры жилых, складских и технологических помещений, контроль нагрева различных двигателей, трансмиссий, тормозных устройств и т. п., системы пожарной сигнализации, контроль температуры в медицине, биотехнологиях и сельском хозяйстве и пр.

В качестве чувствительных элементов таких систем в последнее время широко используются полупроводниковые термосопротивления с отрицательным температурным коэффициентом или термисторы (NTC-thermistors). Однако для решения задачи в целом, т. е. получения электрического сигнала, возникающего при повышении или понижении температуры контролируемого процесса до заданного значения, термистор должен быть снабжен дополнительными электронными схемами, которые и осуществляют решение задачи выделения заданного значения температуры.

В Институте проблем управления РАН совместно с фирмой VZ SENSOR Ltd. на основе полупроводниковых структур с L-образной вольтамперной характеристикой были разработаны интеллектуальные (функциональные) термисторы (Z-thermistors), которые способны решать задачу выделения заданного значения температуры без использования дополнительных электронных схем.

Z-термисторы представляют собой полупроводниковую p-n структуру, включаемую в прямом направлении (+ к p-области структуры) в цепь источника постоянного напряжения. Структура обладает функцией перехода из одного устойчивого состояния (с малым током) в другое устойчивое состояние (в 50 – 100 раз большим током) при ее нагреве до заданного



значения температуры. Установка требуемого значения температуры срабатывания осуществляется простым изменением напряжения питания. Длительность перехода структуры (Z-термистора) из одного устойчивого состояния в другое 1 – 2 мкс. Схема включения Z-термистора состоит из источника питания  $U$  и нагрузочного резистора  $R$ , который одновременно служит ограничителем тока Z-термистора при его переходе в состояние с большим током. Выходной сигнал (бросок напряжения) может быть снят как с нагрузочного резистора  $R$ , так и с самого Z-термистора, но с обратным знаком.

Как уже было сказано, Z-термистор может быть настроен на любое значение температуры в диапазоне  $-40 - +100^{\circ}\text{C}$  путем изменения питающего напряжения  $U$ . При этом могут быть изготовлены разные типы Z-термисторов, срабатывающие при одной и той же температуре от разных напряжений питания.

Для того чтобы разделить Z-термисторы по типам, было введено понятие базовой температуры. В качестве базовой было принято значение комнатной температуры (room temperature)  $+20^{\circ}\text{C}$ . Принципиально Z-термисторы могут быть изготовлены на любые напряжения срабатывания в пределах от 1 до 100 В при базовой температуре, но для удобства пользователей мы ограничились рядом типовых значений напряжения, чаще всего используемых в электронной технике, а именно: 1,5 В; 3 В; 4,5 В; 9 В; 12 В; 18 В; 24 В.

Z-термисторы могут быть использованы не только как высокоточные, надежные и простые в эксплуатации сигнализаторы заданного значения температуры, но и как температурные сенсоры для непрерывного измерения температуры, приблизительно в том же диапазоне ( $-40 - +100^{\circ}\text{C}$ ). Для этого могут быть использованы участки 1,2,3 ВАХ. При этом, зная нижний и верхний пределы измерений температуры, (например, для медицинского термометра  $+34^{\circ} - +43^{\circ}\text{C}$ ), напряжение питания выбирается таким, чтобы значение токов термистора, соответствующие этим пределам измерений, находились на выбранном участке ВАХ.

Точностные возможности Z-термисторов при их использовании как в пороговом режиме, так и в режиме непрерывных измерений практически полностью определяются стабильностью питающего напряжения и лежат в пределах  $0,1 - 0,01^{\circ}\text{C}$ .

Большой интерес с практической точки зрения представляет собой возможность использования Z-термисторов в частотно-импульсном режиме работы. Для этого параллельно Z-термистору подключают емкость  $C \gg 0,05 - 0,15$  мкФ, что вызывает генерацию пилообразных импульсов большой амплитуды (порядка 0,5 от питающего напряжения), частота следования которых пропорциональна температуре.

### Датчики съема ЭКС

Все устройства съема медицинской информации подразделяют на 2 группы: электроды и датчики (преобразователи).

Электроды используются для съема электрического сигнала, реально существующего в организме, а датчик — устройство съема, реагирующее своим чувствительным элементом на воздействие измеряемой величины, а также осуществляющее преобразование этого воздействия в форму, удобную для последующей обработки. Электроды для съема биопотенциалов сердца принято называть электрокардиографическими (электроды ЭКГ). Они выполняют роль контакта с поверхностью тела и таким образом замыкают электрическую цепь между генератором биопотенциалов и устройством измерения. Автоматический анализ электрокардиосигналов в кардиомониторах предъявляет жесткие требования к устройствам съема — электродам ЭКГ. От качества электродов зависит достоверность результатов анализа, и, следовательно, степень сложности средств, применяемых для обнаружения сигнала на фоне помех. Низкое качество съема ЭКС практически не может быть скомпенсировано никакими техническими решениями.

Требования, применяемые к электродам ЭКГ, соответствуют основным требованиям к любым преобразователям биоэлектрических сигналов:

- точность восприятия сигнала (минимальные потери полезного сигнала на переходе электрод – кожа и сохранение частотной характеристики сигнала);

- идентичность электрических и конструктивных параметров (взаимозаменяемость, возможность компенсации электрических параметров);
- постоянство во времени функций преобразования (стабильность электрических параметров);
- низкий уровень шумов (обеспечение необходимого соотношения сигнал – шум).
- малое влияние характеристик электродов на измерительное устройство.

Как показало применение первых кардиомониторов, обычные пластинчатые электроды ЭКГ, широко используемые в ЭКГ, не удовлетворяют требованиям длительного непрерывного контроля ЭКС из-за большого уровня помех при съеме.

Эхокардиографией называется метод изучения строения и движения структур сердца с помощью отраженного ультразвука. Получаемое при регистрации изображение сердца называется эхокардиограммой (ЭхоКГ). Впервые ЭхоКГ была зарегистрирована в 1954 г. шведскими учеными Эдлером и Херцем; свое современное название метод получил в 1965 г. по предложению Американского института ультразвука в медицине.

Физические принципы метода основаны на том, что ультразвуковые волны проникают в ткань и частично в виде эхосигнала отражаются от границ различной плотности. Волны ультразвуковой частоты генерируются датчиком, обладающим пьезоэлектрическим эффектом и устанавливаемым над областью сердца, отраженные от структур сердца эхосигналы вновь превращаются датчиком в электрический импульс, который усиливается, регистрируется и анализируется на экране видеомонитора. Одновременно полученные результаты могут фиксироваться на фотопленке, специально химически обработанной бумаге или с помощью поляроидной камеры в виде фотоизображений.

Частота ультразвуковых волн, используемых в эхокардиографии, колеблется от 2 до 5 МГц, длина — 0,7 – 1,4 мм; они проникают в тело на глубину 20 – 25 см. Датчик работает в импульсном режиме: 0,1 % времени — как излучатель, 99,9 % — как приемник импульсов. Такое соотношение времени передачи и приема импульсов позволяет вести непрерывное наблюдение на экране видеомонитора. Для выделения отдельных фаз сердечного цикла синхронно с ЭхоКГ регистрируются ЭКГ, ФКГ или сфигмограмма.

В настоящее время помимо одномерной эхокардиографии, позволяющей анализировать строение и движение структур сердца — М-режим (от лат. *motio* — движение), используется двумерная в реальном масштабе времени и начинается применение трехмерной, объемной, эхокардиографии.

Фонокардиография представляет собой метод графической регистрации звуковых процессов, возникающих при деятельности сердца. Фонокардиограф является аппаратом, регистрирующим звуковые процессы сердца. Обычно одновременно с фонокардиограммой (ФКГ) регистрируется ЭКГ, позволяющая четко определить систолический и диастолический интервалы. Фонокардиограф любого типа состоит из микрофона, электронного усилителя, фильтров частот и регистрирующего устройства. Микрофон преобразует звуковую энергию в электрические сигналы. Он должен обладать максимальной чувствительностью, не вносить искажений в передаваемые сигналы и быть маловосприимчивым к внешним шумам. По способу преобразования звуковой энергии в электрические сигналы микрофоны фонокардиографов разделяются на пьезоэлектрические и динамические.

Принцип действия пьезоэлектрического микрофона основан на пьезоэлектрическом эффекте — возникновении разности при механической деформации некоторых кристаллов (кварца, сегнетовой соли и др.). Кристалл устанавливается и закрепляется в корпусе микрофона, чтобы под действием звуковых колебаний он подвергался деформации.

В настоящее время чаще используются динамические микрофоны. Принцип их действия основан на явлении электромагнитной индукции: при движении проводника в поле постоянного магнита в нем возникает ЭДС, пропорциональная скорости движения. На крышке микрофона наклеено кольцо из эластичной резины, благодаря чему микрофон плотно накладывается на поверхность грудной клетки. Через отверстия в крышке динамического микрофона звук воздействует на мембрану, сделанную из тончайшей прочной пленки. Соединенная с мембраной катушка перемещается в кольцевом зазоре магнитной системы микрофона, вследствие чего появляется ЭДС.

Электрический сигнал подается на усилитель, в задачу которого входит не просто усилить все звуки в равной степени, а в большей мере усилить слабые высокочастотные колебания, соответствующие сердечным шумам, и в меньшей мере низкочастотные, соответствующие сердечным тонам. Поэтому весь спектр разбивается на диапазоны низких, средних и высоких частот. В каждом таком диапазоне обеспечивается необходимое усиление. Полную картину звуком сердца получают при анализе ФКГ, полученных в каждом диапазоне частот. В отечественных приборах используются следующие частотные характеристики при записи ФКГ:

- А — аускультативная (номинальная частота  $140 \pm 25$  Гц);
- Н — низкочастотная ( $35 \pm 10$  Гц);
- С1 — среднечастотная-1 ( $70 \pm 15$  Гц);
- С2 — среднечастотная-2 ( $140 \pm 25$  Гц)<sup>4</sup>
- В — высокочастотная ( $250 \pm 50$  Гц).

Для регистрации полученных сигналов используют регистрирующие системы, имеющие малую инерцию (оптическую или струйную).

## **Заключение**

Различные преобразователи неэлектрических величин в электрические прочно заняли свое место во многих областях человеческого знания, и уж тем более в медицине. Трудно представить современного врача, занимающегося диагностикой различных заболеваний и их лечением, не опирающегося на огромное число достижений таких наук, как радиоэлектроника, микроэлектроника, метрология, материаловедение. И хотя, датчики являются одной из самых медленно развивающихся областей медицинской электроники, да и всей электроники в целом, но подавляющее большинство диагностических и терапевтических приборов и систем прямо или косвенно содержат множество самых разных преобразователей и электродов, без которых, подчас немыслима работа этой системы. В данной работе была сделана попытка рассмотреть конструкции датчиков, применение их в медицине, отдельные типы медицинских датчиков, изучить физические принципы их работы, познакомиться с конкретными марками и предприятиями-изготовителями.

## Литература

1. Датчики: Справочное пособие / В.М. Шарапов, Е.С. Полищук, Н.Д. Кошевой, Г.Г. Ишанин, И.Г. Минаев, А.С. Совлуков. - Москва: Техносфера, 2012. - 624 с.
2. Минкин Р. Б., Павлов Ю. Д. Электрокардиография и фонокардиография. — Л.: Медицина, 1988.
3. А. Бондер, А. В. Алферов - «Измерительные приборы»
4. Виглеб Г. Датчики. Устройство и применение. — М.: Мир, 1989.
5. Бриндли К. Измерительные преобразователи. — М.: Энергоатомиздат, 1991.
6. Окоси Т. и др. Волоконно-оптические датчики.
7. Датчики в современных измерениях. Котюк А. Ф. Москва. Радио и связь — 2006

## Приложение

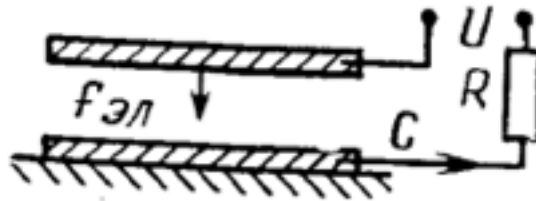


Рисунок 1 — Электростатический преобразователь

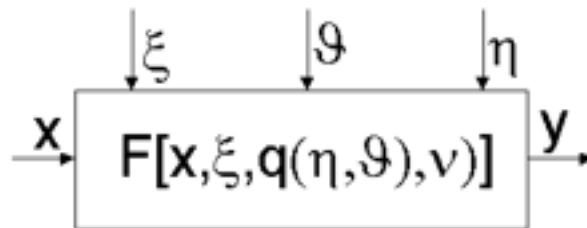


Рисунок 2 — Функциональная схема прибора

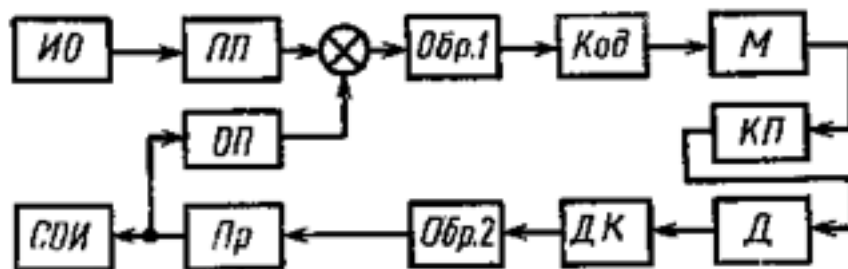


Рисунок 3 — Подробная функциональная схема прибора

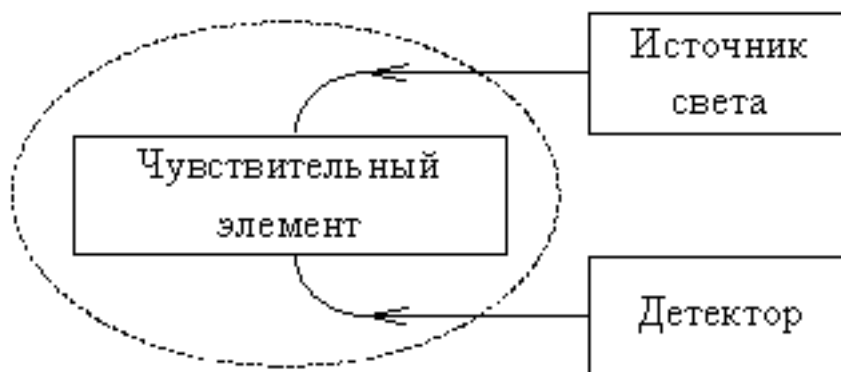


Рисунок 4 — Волоконно-оптический датчик проходящего типа

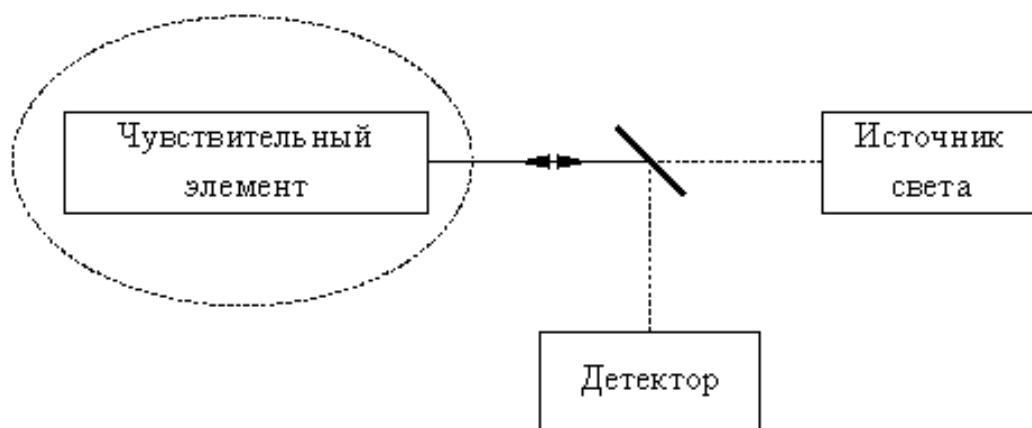


Рисунок 5 — Волоконно-оптический датчик отражательного типа

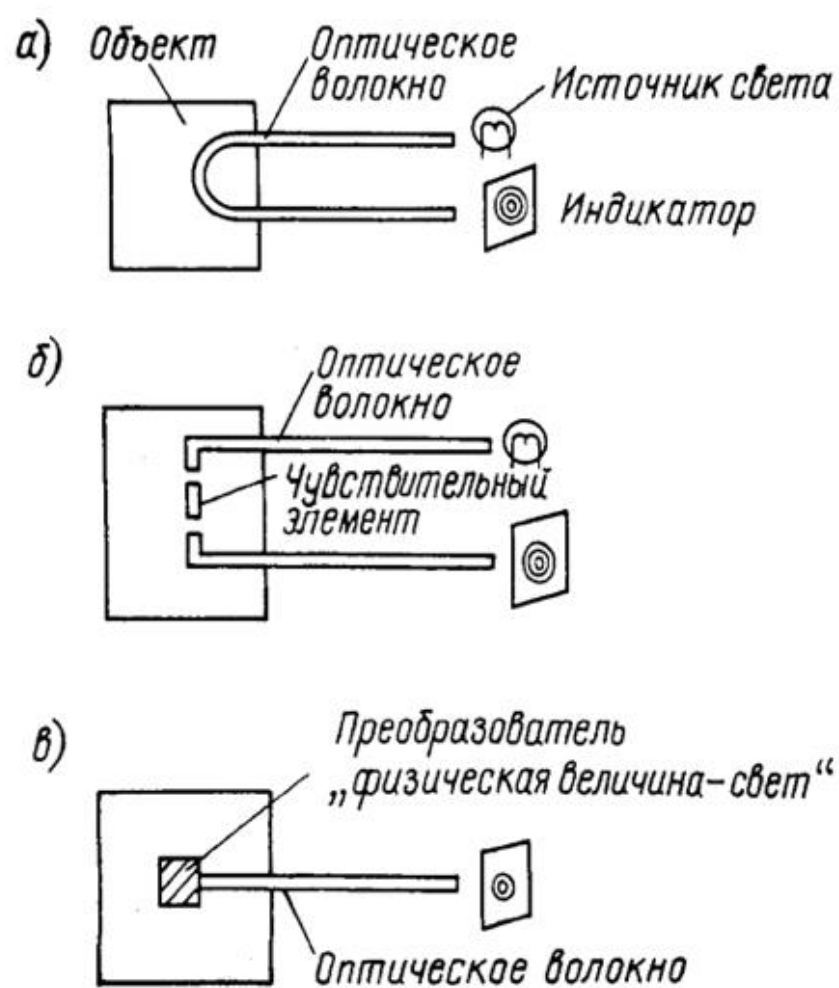


Рисунок 6 — Основные элементы волоконно-оптического датчика