### Медицинские датчики

Содержание:

Введение.

Волоконно-оптические датчики.

Датчики потока.

Датчики давления.

Температурные датчики. Термисторы.

Датчики ЭКГ.

Заключение.

Используемая литература.

Введение.

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. Вот о некоторых типах датчиков я и попытаюсь рассказать в представленной работе. Определенная сложность, повторюсь, заключается в огромнейшем номенклатурном разнообразии медицинских датчиков, а также в довольно малом количестве публикаций, касающихся этой темы, хотя, быть может просто плохо искал.

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 ХХ 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-x 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. Короче говоря, 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 MM);

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 B);

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 оптоволокном 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 ± 0,04° С );

датчиком отражательного типа: концентрацию кислорода в крови (происходит изменение спектральной характеристики, детектируется интенсивность отраженного света, оптоволокно – 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 неинтерферометричекой структуры возможно построить датчик, позволяющий определять дозу ионизирующего излучения, используемое физическое явления – формирование центра окрашивания, детектируемая величина – интенсивность пропускаемого света.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Волоконно-оптический датчик проходящего типа.  |  |

|  |  |
| --- | --- |
|  | Волоконно-оптический датчик отражательного типа.  |

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.

|  |  |
| --- | --- |
|  |    |

Классификация основных структур волоконно-оптических датчиков:

а) с изменением характеристик волокна (в том числе специальных волокон)

б) с изменением параметров передаваемого света

в) 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 o C); последнее уменьшает вероятность деполяризации материала в процессе припаивания 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 приближенно соответствовал диаметру потокопровода (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 MГц.

*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: 1) с их помощью можно измерять потоки самых различных жидкостей и газов, поскольку для проведения измерений не требуется наличие в текучей среде частиц, отражающих ультразвук; 2) они позволяют определять направление потока; 3) их показания сравнительно нечувствительны к изменениям вязкости, температуры и плотностей текучей cреды; 4) 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: 1) высокое быстродействие; 2) широкий динамический диапазон; 3) отсутствие движущихся частей; 4) пренебрежимо малое влияние на поток; 5) естественную двунаправленность; 6) легкость очистки и стерилизации. В настоящее время ультразвуковые пневмотахометры находятся все еще в стадии разработки. Есть несколько проблем, препятствующих успешному внедрению этих устройств: 1) низкая акустическая эффективность передачи ультразвука через газы; 2) широкий диапазон изменений состава, температуры и влажности газа; 3) 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; q - 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: 1) временные задержки сигнала в них минимальны и определяются главным образом характеристиками фильтров; 2) при измерении кровотока помехи от сигнала электрокардиограммы (ЭКГ) незначительны; 3) 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:

1. Профиль распределения скорости по поперечному сечению потока (профиль потока) неоднороден. Частицы движутся с различными скоростями, генерируя различные по частоте доплеровские сдвиги.

2. Частица отражает ультразвуковую волну в течении короткого промежутка времени.

3. 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 ограничениями.

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 (вентиля). 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 система 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 0 С до 85 0 С, в этом качестве может быть использована простая резисторная схема. В диапазоне температур от –40 0 С до +125 0 С потребуются расширенные компенсационные схемы.

Компенсированные и калиброванные (на чипе). Медицинский класс.

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Серия  | Максимальный уровень давления  | Напряжение питания (V dc)  | Допустимое отклонение, mV (Max)  | Чувствительность (µV/V/mmHg)  | Полное выходное сопротивление Ом (Max)  | линейность % от полного диапазона  |
| psi  | кПа  | (Min)  | (Max)  |
| MPX2300DT1  | 5.8  | 40  | 6.0  | 0.75  | 5.0  | 330  | -2.0  | 2.0  |

Серии МРХ 7050, 7100, 7200

Датчики этих серий сочетают в себе все преимущества серии МРХ 2000 (температурная компенсация и калибрация на чипе) с высоким полным входным сопротивлением (обычно 10 kОм), что делает их незаменимыми в переносных устройствах, работающих на аккумуляторах. Эти датчики могут использоваться в приборах, требующих точного определения давления при малом потреблении энергии, таких как переносное медицинское оборудование и т.п.

МЕДИЦИНСКИЕ ДАТЧИКИ ДАВЛЕНИЯ (MEDICAL)

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Тип датчика  | Возможные исполнения (тип корпуса , порта, форма выводов, упаковка)  | Рабочий диапазон  | Макс. доп. давление  | Начальное смещение  | Размах выходного напряжения (типовое значение)  | Чувствительность  | Линейность  | Температурный коэффициент начального смещения  | Напряжение питания  | Ток потребления (типовое значение)  | Вых. сопротивление  |
| Pressure Range  | Over-pressure  | Zero pressure Offset  | Full Scale Span (VFSS)  | Sensitivity  | Linearity  | Temperature Effect on Offset  | Supply Voltage  | Supply Current  | Output Impedance  |
|  | kPa  | mV  | mV  |  | %VFSS  |  | V  | mA  |  |
| MPXC2011DT1  | MPXC2011DT1  | 0...10 kPa (75mmHg)  | 75  | ± 1,0  | 25  | 2,5mV/kPa  | ± 1,0  | ± 1,0 mV  | 3  | 6  | 1,4...3 kΩ  |
| MPX2300D  | MPX2300D\* MPX2300DT1 MPX2300DT1-001\*  | 0...300mmHg  | -  | ± 0,75  | 2,976...3.036 (3,006)  | 5,0 mV/V/mmHg  | ± 1,5  | ± 9,0mV/°C  | 6  | 1  | 330 Ω  |

\* - Датчики, не рекомендованные для дальнейшего использования
Диапазон рабочих температур всех медицинских датчиков +15°С ...+45°С

Таблица 3.3 – Некоторые датчики давления фирмы MOTOROLA

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Device Series  | Max Pressure Rating  | Over Pressure (kPa)  | Offset mV (Typ)  | Full Scale (mV/kPa)  | Sensitivity (mV/kPa)  | Linearity % of FSS (1) (Min) (Max)  |
| KPa  |
| Некомпенсированные  |
| MPX10D  | 10  | 75  | 20  | 35  | 3.5  | -1.0  | 1.0  |
| MPX50D  | 50  | 200  | 20  | 60  | 1.2  | -0.25  | 0.25  |
| MPX700D  | 700  | 2800  | 20  | 60  | 0.086  | -0.50  | 0.50  |
| Компенсированные и калиброванные  |
| MPX2010D  | 10  | 75  | +-1.0  | 25  | 2.5  | -1.0  | 1.0  |
| MPX2700A  | 700  | 2800  | +-2.0  | 40  | 0.057  | -1.0  | 1.0  |
| MPX2700D  | 700  | 2800  | +-1.0  | 40  | 0.057  | -0.5  | 0.5  |
| High Impedance (On-Chip)  |
| MPX7050D  | 50  | 200  | +-1.0  | 40  | 0.8  | -0.25  | 0.25  |
| MPX7200A  | 200  | 400  | +-2.0  | 40  | 0.2  | -1.0  | 1.0  |
| MPX7200D  | 200  | 400  | +-1.0  | 40  | 0.2  | -0.25  | 0.25  |
| Signal Conditioned (On-Chip)  |
| MPX4100A  | 105  | 400  | -  | 4.59  | 54  | -1.8  | 1.8  |
| MPX5700D  | 700  | 2800  | -  | 4.5  | 6.0  | -2.5  | 2.5  |
| MPX5999D  | 1000  | 4000  | -  | 4.7  | 5.0  | -2.5  | 2.5  |
| Compensated and Calibrated (On-Chip) Medical Grade  |
| MPX2300DT1  | 40  | -  | 0.75  | -  | 330  | -2.0  | 2.0  |

5. 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. –40є +100°С, 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 (рис.). 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°С 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°С. 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 (см. таблицу).

Таблица - Технические характеристики Z-термисторов при температуре +20°C и сопротивлении резистора R = 0.25 + 5 кОм

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Тип Z-термистора  |    | TZ-1  | TZ-3  | TZ-4  | TZ-12  | TZ-18  | TZ-24  |
| Пороговое напряжение  | U th (B)  | <1,5  | 3+-0,5  | 4,5+-1  | 12+-2  | 18+-3  | 24+-3  |
| Пороговый ток  | I th (mA)  | <0,05  | <0,1  | <0,15  | <0,2  | <0,25  | <0,35  |
| Вторичное напряжение  | U f (B)  | <0,7  | <1,5  | <2  | <5  | <8  | <10  |
| Вторичный ток  | I f (mA)  | >1,5  | >1,7  | >3  | >2,5  | >3  | >3,5  |
| Выходной сигнал  | U R (B)  | >0,5 U th  | "  | "  | "  | "  | "  |
| Рассеиваемая мощность  | P(mBт)  | <100  | "  | "  | "  | "  | "  |
| Длительность перехода U th -U f  | t(мкс)  | <5  | "  | "  | "  | "  | "  |
| Разрешающая способность  | Т(°C)  | <0,1  | "  | "  | <<0,1  | "  | "  |
| Чувствительность участка 1  | S 1 (мВ/°C)  | >10  | "  | "  | >30  | "  | "  |
| Чувствительность участка 2  | S 2 (мВ/°C)  | >20  | "  | "  | >60  | "  | "  |
| Чувствительность участка 3  | S 3 (мВ/°C)  | >200  | "  | "  | >400  | "  | "  |
| Быстродействие  | Т(сек)  | <1  | "  | "  | <<1  | "  | "  |

Диапазон рабочих температур: -20 + 100 °C

Диапазон пороговых напряжений: 60 - 0,5 B

Размеры Z-термисторов: 1 x 1 x 0,3; 2 x 2 x 0,3; 3 x 1,5 x 0,3 mm

Маркировка Z-термисторов: TZ-(1; 3; 4; 12; 18; 24)

Здесь: T - функциональный тип сенсора (Thermistor);

Z - физический принцип действия (Z-эффект);

(1; 3; 4; 12; 18; 24) - пороговое напряжение при 20°C

Z-термисторы могут быть использованы не только как высокоточные, надежные и простые в эксплуатации сигнализаторы заданного значения температуры, но также, как температурные сенсоры для непрерывного измерения температуры, приблизительно в том же диапазоне (-40 - +100°С). Для этого могут быть использованы участки 1,2,3 ВАХ (рис.). При этом, зная нижний и верхний пределы измерений температуры, (например, для медицинского термометра +34° - +43°С), 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°С. Большой интерес с практической точки зрения представляет собой возможность использования Z-термисторов в частотно-импульсном режиме работы. Для этого параллельно Z-термистору подключают емкость С >> 0,05 - 0,15 мкФ (рис.), что вызывает генерацию пилообразных импульсов большой амплитуды (порядка 0,5 от питающего напряжения), частота следования которых пропорциональна температуре.

Вольтамперная характеристика (ВАХ) Z-термистора

Многолетние исследования не выявили каких-либо проявлений деградации или дрейфа рабочих характеристик Z-термисторов. Более чем двукратный по отношению к рабочему диапазону перегрев Z-термисторов не приводит к их разрушению либо к изменению характеристик, что говорит об их весьма высокой надежности (робастности). Z-термисторы не имеют аналогов в мировой практике и технологией их производства не обладает ни один из западных производителей электронных компонентов.

6. 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:

по точности 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);

низкому уровню шумов (обеспечение необходимого соотношения сигнал—шум).

малому влиянию 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 э. д. с., 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 э. д. с.

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± 25 Гц), Н — низкочастотная (35± 10 Гц), С 1 — среднечастотная-1 (70± 15 Гц), С 2 — среднечастотная-2 (140± 25 Гц), В — высокочастотная (250± 50 Гц).

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

Заключение.

В данной работе была сделана попытка рассмотреть отдельные типы медицинских датчиков, изучить физические принципы их работы, познакомиться с конкретными марками и предприятиями-изготовителями. О трудностях, встреченных при написании этой работы было уже указано выше (введение). В процессе выполнения были получены навыки работы со справочной литературой, периодическими изданиями, использовались и электронные виды информации (internet).

8. Используемая литература.

1. Минкин Р. Б., Павлов Ю. Д. Электрокардиография и фонокардиография. —

Изд. 2-е, перераб. и дополн. — Л.: Медицина, 1988. — 256 с.

2. Виглеб Г. Датчики. Устройство и применение: Пер. с нем. — М. : Мир, 1989.

3. Бриндли К. Измерительные преобразователи./ Пер. с англ.- М.: Энергоатомиздат, 1991.

4. Окоси Т. и др. Волоконно-оптические датчики.

5. А. Бондер, А. В. Алферов - “Измерительные приборы”