

СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОГО АВТОМАТИЧЕСКОГО ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ И АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ У ПАЦИЕНТОВ В МЕДИЦИНСКИХ УЧРЕЖДЕНИЯХ

*Оленев Е.А., Сушкова Л.Т., Аль-Хайдри В.А.
(Владимирский государственный университет
им. А.Г. и Н.Г. Столетовых, Россия)*

REMOTE AUTOMATIC SYSTEMS FOR MEASUREMENT OF PATIENTS' TEMPERATURES AND ARTERIAL PRESSURE IN MEDICAL INSTITUTIONS

*Olenev E.A., Sushkova L.T., Al-Haidri V.A.
(Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletov, Russia)*

Аннотация. В данной работе представлены системы дистанционного автоматического измерения температуры и артериального давления у пациентов в медицинских учреждениях на основе классических методов и приборов, используемых в лечебно-профилактических учреждениях.

Abstract. This paper presents systems for remote automatic measurement of temperature and blood pressure in patients of medical organizations based on classical methods and devices used in medical institutions.

Ключевые слова: дистанционное измерение, артериальное давление, температура тела пациента, многомодовый световод, ртутный тонометр.

Keywords: remote measurement, blood pressure, patient body temperature, multimode fibre optics, mercury tonometer.

1. Введение

В настоящее время в медицинских учреждениях актуальным направлением внедрения информационных технологий является автоматизация рабочих мест. Активно разрабатываются и внедряются средства хранения, обработки и передачи информации для последующего ее анализа и принятия решения, а также электронные библиотеки пациентов, электронные расписания и запись на прием, расчеты с клиентами, отчетность и тому подобное.

Не менее актуальной и значимой является задача повышения эффективности деятельности медперсонала, выполняющего ответственные, трудоемкие, повторяющиеся (рутинные) и длительные (при «ручном» выполнении) операции. Примером таких операций в лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ) является измерение температуры и артериального давления пациентов. Как известно, человек может допускать ошибки вследствие отвлечения, утомления, недостаточной профессиональной подготовки и т.д. Применение автоматической обработки данных способствует исключению влияния «человеческого фактора» на процесс их измерения и/или обработки.

Основными принципами разработки и создания автоматической измерительной системы являются ее эффективность и гибкость (универсальность).

Принцип эффективности предполагает повышение производительности труда, преобладание экономической выгоды от реализации системы над затратами на ее создание и эксплуатацию.

Принцип гибкости обуславливает возможность модернизации и приспособления программных и технических средств к изменяющимся условиям задачи и возможностям.

Именно по такому принципу построена разработанная авторами система, способная измерять температуру и артериальное давление у пациентов в автоматическом режиме.

2. Материалы и методы

В основу метода измерения температуры положен дистанционный способ измерения, описанный в [1]. Преобразователь такого прибора выполнен на основе многомодового световода с поверхностно-нерегулярной сердцевиной. При этом изменение величины проходящего светового потока через сердцевину зависит от его рассеяния на участке измерительного канала. Далее измененный световой поток преобразуется фотоприемником в цифровой электрический сигнал, удобный для обработки и последующего хранения полученной информации.

Измерение артериального давления (АД) осуществляется на основе принципа работы ртутного тонометра, состоящего из измерительного устройства, груши и надувной манжеты. Как известно, такой прибор считается самым надежным и точным.

Прибор содержит небольшой сосуд с несколькими десятками миллилитров ртути, соединенный капилляром со стеклянной трубкой, на шкале которой при атмосферном давлении фиксируется нулевое положение ртутного

столбика. При накачивании манжеты воздухом происходит вытеснение ртути из сосуда в капилляр и последующий подъем ртутного столбика вдоль шкалы, показывающий текущее значение давления воздуха в манжете.

Ртутные тонометры обеспечивают точную передачу значения давления в манжете на измерительную шкалу. Погрешность такого прибора не превосходит 3 мм ртутного столба. Более того, в случае выраженной аритмии у пациента данный прибор обеспечивает более точные результаты по сравнению с другими конструкциями тонометров. Поэтому с помощью ртутного тонометра проводятся также лабораторные и клинические исследования.

Более подробное описание работы указанных систем, позволяющих проводить соответствующие измерения и сбор информации в автоматическом режиме и практически на любом расстоянии от пациента, представлено ниже.

3. Дистанционное измерение температуры в медицинских учреждениях.

Для дистанционного автоматического измерения температуры тела пациента авторами была разработана телеметрическая система (рис. 1).

Данная система является датчиком температуры и содержит термочувствительный элемент в виде трубки 1, в которой размещены жидкость 2 и световод с сердцевиной 3, очищенной на участке L от оболочки 4. Один конец световода оптически соединен с фотоприемником 5, выход которого через усилитель 6 подключен к преобразователю напряжение-код 7. Далее с выхода преобразователя сигнал поступает в регистратор 8, в котором формируется информация о температуре тела пациента. Другой конец световода оптически связан с источником излучения 9. В качестве такого источника может быть лазерный светодиод или *He-Ne* лазер.

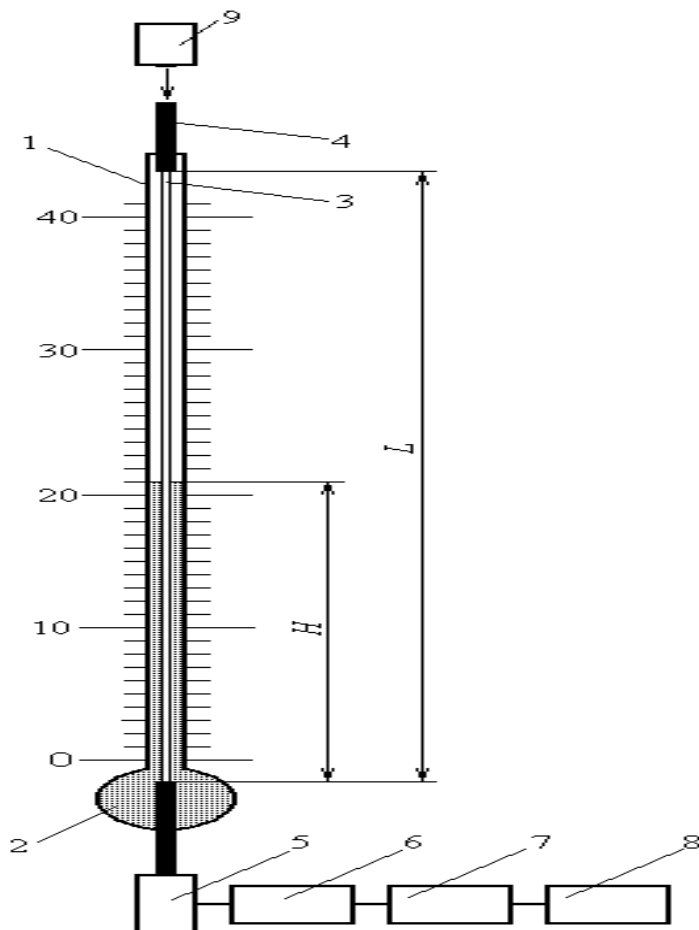


Рис. 1. Система дистанционного измерения температуры тела:
1-термочувствительный элемент с жидкостью 2; 3- световод с сердцевиной; 4-оболочка;
5-фотоприемник; 6-усилитель; 7-преобразователь, 8-регистратор; 9- источник излучения.

Применение жидкости в качестве термочувствительного элемента упрощает конструкцию датчика, делает его более надежным и дешевым, что снижает затраты на изготовление и ремонт.

Помещение жидкости (ртуть) в трубку и установка ее на панели со шкалой температуры позволяют выполнить датчик в виде обычного термометра, с которого пациент при желании может считать показания о температуре своего тела.

Автоматическое измерение производится следующим образом. По команде пациент устанавливает датчик (термометр), например, в подмышечную впадину, в результате чего жидкость 2 начинает нагреваться и подниматься по трубке 1. Поскольку на участке L со световода удалена оболочка 4, то происходит контакт поверхности сердцевины 3 с окружающей ее в трубке средой. Это приводит к рассеянию идущего по световоду потока излучения от источника 9. При этом рассеяние происходит тем интенсивней, чем больше разность в коэффициентах преломления сердцевины и окружающей среды [2, 3, 4].

Основное затухание оптического сигнала происходит на участке L , при обтекании которого поднимающейся жидкостью 2 на величину H (соответствует измеряемой температуре тела пациента) поток на выходе может быть найден по формуле

$$\Phi = \Phi_0 \exp(-\alpha_3 L) \exp[H(\alpha_3 - \alpha_ж)],$$

где Φ , Φ_0 – соответственно поток на выходе и входе световода; $\alpha_ж$, α_3 – соответственно коэффициент затухания в жидкости (ртути) и над жидкостью.

Изменение высоты H от температуры вызывает соответствующее изменение потока, которое преобразуется фотоприемником 5 (например, фотодиодом) в электрический сигнал, пропорциональный значению H . Полученный сигнал усиливается усилителем 6 и подается на преобразователь напряжение-код 7, в результате чего сигнал трансформируется в цифровой код и поступает затем в регистратор 8.

Следует заметить, что с одним регистратором может работать несколько датчиков (по числу точек измерения). При этом значения температуры с каждого из них будет считываться регистратором путем последовательного опроса. После завершения измерения температуры (например, через пять минут после начала этой процедуры) источник излучения выключают.

Для обеспечения возможности считывания показаний самим пациентом непосредственно с датчика трубка 1 устанавливается на панели со шкалой температуры, тем самым воспроизводится конструкция обычного термометра.

4. Дистанционное измерение АД в медицинских учреждениях.

Для дистанционного автоматического измерения артериального давления у пациента разработана телеметрическая система, представленная на рис. 2.

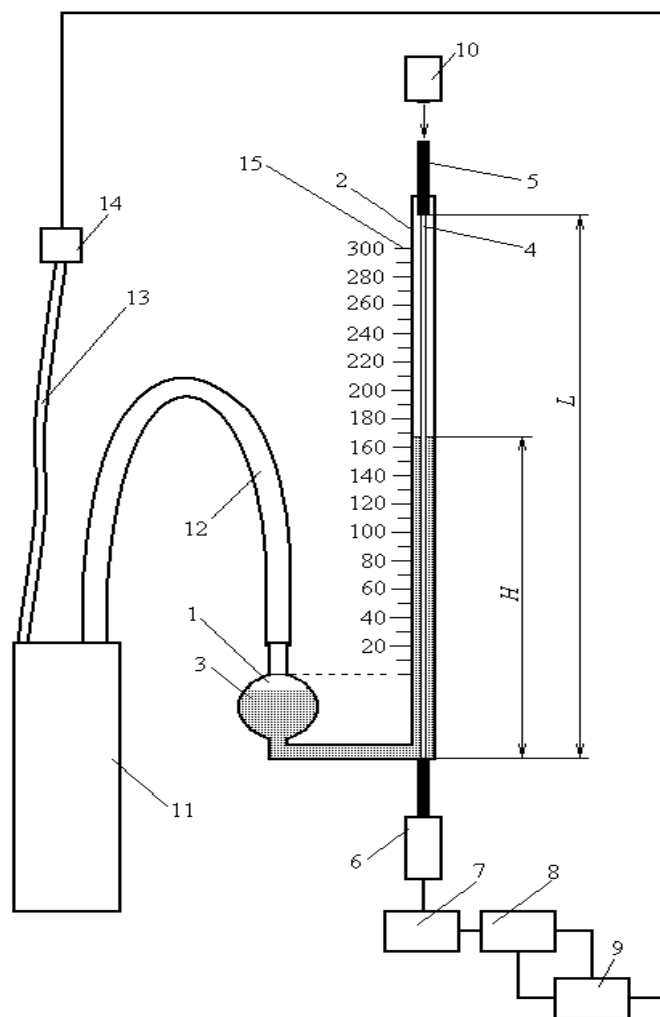


Рис. 2. Система дистанционного измерения артериального давления: 1-сосуд, 2- трубка, 3-ртуть, 4-световод с сердцевиной, 5-оболочка, 6-фотоприемник, 7-усилитель, 8- устройство выделения постоянной и переменной составляющих сигнала, 9-регистратор, 10-источник излучения, 11-манжета, 12,13- эластичные трубки, 14- компрессор, 15- шкала.

Система включает в себя: датчик давления, содержащий соединенную с сосудом 1 трубку 2, в которой размещена ртуть 3, а также световод с сердцевиной 4, очищенной на участке L от оболочки 5.

Один конец световода оптически соединен с фотоприемником 6, выход которого через усилитель 7 подключен к устройству выделения переменной и постоянной составляющих сигнала 8.

Выходы устройства 8 соединены с соответствующими входами регистратора 9, в котором формируется информация о величинах систолического (S) и диастолического (D) давления пациента.

Другой конец световода оптически связан с источником излучения 10. Таким источником может быть также лазерный светодиод или *He-Ne* лазер. Манжета 11 через эластичные трубки 12, 13 соответственно соединена с сосудом 1 и с компрессором 14, который, в свою очередь, электрически соединен с выходом регистратора. Трубка 2 может быть закреплена на шкале 15. Для защиты от механического повреждения и разлива ртути сосуд с трубкой может быть закреплён, например, на стене под прочным небьющимся стеклом.

Устройство для выделения переменной и постоянной составляющих электрического сигнала (8) реализовано на компараторе, который представляет собой усилитель постоянного тока с дифференциальными входами. При этом обеспечивается получение по отдельным выходам переменной и постоянной составляющей входного сигнала инфранизкочастотного диапазона [5].

Автоматическое измерение артериального давления у пациента производят следующим образом. По команде пациент надевает на руку манжету 11, после чего, через некоторое время, включается компрессор 14, нагнетающий через трубку 13 воздух в указанную манжету (рис. 2). В результате этого из сосуда 1 ртуть 3 начинает перемещаться в трубку 2. При этом столбик ртути, который при атмосферном давлении занимал в ней нулевое положение, поднимается, изменяя высоту H и величину потока Φ (в соответствии с приведенной ранее формулой).

Пропорционально световому потоку на выходе фотоприемника 6 и на выходе усилителя 7 начинает меняться электрический сигнал. Диаграмма сигнала на выходе усилителя 7 показана на рисунке 3.

Одновременно, в момент времени t_1 , на первом выходе устройства 8 увеличивается потенциал U постоянной составляющей, значение которой отслеживается регистратором 9.

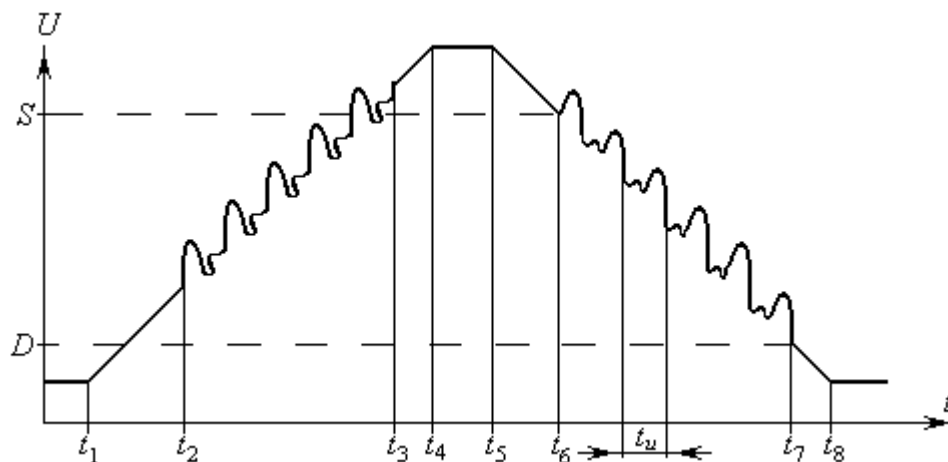


Рис. 3. Диаграмма сигнала на выходе усилителя

В момент времени t_2 (начало сдавливания артерии пациента манжетой 11) ртутный столбик начинает колебаться в трубке 2, вызывая соответствующие электрические колебания на выходе усилителя 7 и появление переменной составляющей на втором выходе устройства 8 (рис.2). Появление переменной составляющей на втором входе регистратора 9 одновременно с ростом потенциала постоянной составляющей на первом его входе воспринимается как момент начала сжатия манжетой артерии, и работа компрессора 14 продолжается.

В момент времени t_3 артерия оказывается полностью пережатой манжетой, колебания ртутного столбика прекращаются, и на втором входе устройства 8 переменная составляющая сигнала исчезает. Это способствует появлению на выходе регистратора 9 управляющей команды для компрессора, по которой он в момент времени t_4 отключается. Далее в момент времени t_5 , срабатывает клапан, и воздух из манжеты 11 начинает спускаться, давление падает, и столбик ртути начинает опускаться в трубке 2, вызывая, при этом, уменьшение величины постоянной составляющей на первом входе регистратора 9.

В момент времени t_6 , когда в артерии в зоне манжеты возобновляется кровоток, ртутный столбик в трубке 2 опять начинает колебаться и порождает переменную составляющую на втором входе регистратора. Появление этой переменной составляющей, при одновременном уменьшении значения постоянной составляющей на первом входе регистратора, обуславливает фиксирование указанного значения в качестве систолического (S) показания артериального давления пациента.

При дальнейшем падении давления в манжете, в момент времени t_7 , когда артерия полностью расправилась, колебания ртутного столбика прекращаются, и переменная составляющая сигнала исчезает со второго входа регистратора 9. Результатом этого является фиксирование значения постоянной составляющей в качестве показания диастолического (D) давления.

Давление воздуха в манжете продолжает падать и к моменту времени t_8 оно достигает атмосферного значения, система возвращается в исходное положение, пациент снимает с руки манжету.

На протяжении действия переменной составляющей (интервал $t_6 - t_7$) регистратор производит подсчет числа импульсов переменной составляющей сигнала. Например, путем регистрации существенных по величине переходов напряжения переменной составляющей через имеющуюся в данный момент величину потенциала постоянной составляющей. При этом одновременно измеряется значение периода t_u переменной составляющей.

Частота пульса определяется регистратором по формуле

$$f = \frac{n}{t_7 - t_6},$$

где f – частота пульса, мин.⁻¹; t_6 и t_7 – соответственно время начала и конца измерения, мин.; n – число переходов за время $(t_7 - t_6)$.

В процессе измерения периодов t_u переменной составляющей осуществляется сравнение их отношений. При этом, если наблюдается значительное отклонение величин соседних периодов, то регистрируется аритмия работы сердца.

При использовании в качестве световода волоконно-оптической линии связи описанные процедуры можно выполнять дистанционно на значительном расстоянии от пациента.

Аналогичным образом можно автоматизировать получение лабораторных анализов, например, прозрачность мочи и т.п..

Заключение

В настоящее время существует множество различных измерителей температуры и давления человека, в том числе для применения в домашних условиях. Например, электронные термометры, достоинством которых является безопасность и быстрота измерения, а недостатком - большая погрешность. Безртутные термометры, которые реализуются на основе нетоксичных сплавов жидких металлов (например, сплав галинстан, включающий в себя галлий, олово, индий). Недостатком таких термометров является длительное время измерения, а также – возможный сброс показаний. Существует также дистанционный ИК-термометр, в котором используется датчик, реагирующий на ИК-излучение тела человека. Эти приборы отличаются точностью и быстротой измерения, однако являются дорогими и не позволяют измерять ректальную температуру.

Самыми точными, безотказными и недорогими признаны ртутные термометры. Аналогичная ситуация с измерителями давления крови человека. Поэтому в данной работе представлены системы дистанционного автоматического измерения температуры и артериального давления у пациентов в медицинских учреждениях на основе классических методов и приборов, используемых в лечебно-профилактических учреждениях.

Литература

1. Способ дистанционного измерения температуры. Пат. 2437069 Рос. Федерация: МПК G01K 11/12 / Оленев Е.А.; патентообладатель Оленев Е.А. – № 2010125523/28; заявлено 21.06.2010; опубликовано 20.12.2011, Бюл. № 35.
2. Унгер Х.Г. Планарные и волоконные оптические световоды. – М.: Мир, 1980.
3. Патлах А.Л., Белоцерковский Э.Н. Волоконно-оптический уровнемер. – Современные методы и приборы автоматического контроля и регулирования технологических процессов. М. – 1984.
4. Ахмадиев А.Т. и др. Измеритель уровня на основе продольно-нерегулярного волоконного световода. – Развитие системы метрологического обеспечения расхода и количества веществ. Казань. – 1984.
5. Устройство для выделения переменной и постоянной составляющих электрического сигнала. А. с. СССР 796764, МПК G01R 19/00 / Куприк Б.К., Двойниченко А.И.; заявка № 2725943/18-21, заявлено 19.02.79; опубликовано 15.01.81, Бюл. № 2.