

УДК 001.894.2, 612.15

МОДЕЛИРОВАНИЕ
МАГНИТОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО
ДАТЧИКА ДЛЯ МОНИТОРИНГА
СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
ЧЕЛОВЕКА

*Сыроватка В. Н., Варсан Е. В.,**Зубова Т. А.*

Донской государственной технической
университет, Ростов-на-Дону, Российская
Федерация

vsyrovatka@mail.ruzubova.tan59@gmail.come.v.varsan@gmail.com

Работа посвящена моделированию портативного магнитоэлектрического датчика скорости крови с целью выявления отклонения линейной скорости от ее нормальных значений. Обоснована необходимость создания неинвазивного устройства для турбулентного режима кровотока. Аргументированы место локализации устройства на пациенте и выбор датчика положения. Рассчитаны максимальное и минимальное значения корректной работы устройства. В процессе работы были созданы структурная и электрическая принципиальная схемы. Спроектированный портативный датчик не имеет аналогов.

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, скорость кровотока, электромагнитный метод, эффект Холла, датчик положения.

Введение. В настоящее время мониторинг сердечно-сосудистой системы (ССС) человека включает в себя проведение различных диагностик и анализов, в частности, определение скорости кровотока. На данный момент неинвазивная, объективная оценка кровотока по сосудам разного калибра является самой актуальной задачей современной ангиологии. От успеха в ее решении зависит успех ранней диагностики многих сосудистых заболеваний.

С помощью такой методики можно узнать о состоянии сосудов и наличии в них патологических сужений, препятствиях току крови (пристеночные тромбы, атеросклеротические бляшки), об уровне снабжения кровью мозга и других органов, состоянии вязкости крови, уровне микроциркуляции, степени сердечной недостаточности и состоянии коронарных сосудов.

Существует два неинвазивных метода определения скорости крови — электромагнитный и ультразвуковой. Ультразвуковой метод имеет ряд недостатков: трудоемкий, требует специального образования, имеет низкую точность определения скорости кровотока. Кроме того, он используется только для тех участков, где проходит ламинарное течение жидкости [1]. Этот

UDC 001.894.2, 612.15

MODELLING OF A MAGNETOELECTRIC
SENSOR FOR MONITORING HUMAN
CARDIOVASCULAR SYSTEM

*Syrovatka V. N., Varsan E. V.,**Zubova T.A.,*

Don State Technician University, Rostov-on-Don,
Russian Federation

vsyrovatka@mail.ruzubova.tan59@gmail.come.v.varsan@gmail.com

The work is devoted to the modeling of a portable magnetolectric blood velocity sensor in order to detect deviations of linear velocity from its normal values. The necessity of creating a non-invasive device for the turbulent blood flow was substantiated. The device place on the body and the choice of the position sensor are reasoned. The maximum and minimum values of the correct device operation are calculated. In the process of work, structural and electrical schematic diagrams were created. The designed portable sensor has no analogues.

Keywords: cardiovascular system, blood flow velocity, electromagnetic method, Hall effect, position sensor.

недостаток отсутствует в электромагнитном методе, который может применяться при турбулентном течении.

Вследствие того, что определение скорости кровотока при турбулентном течении является актуальной проблемой ангиологии, целью работы было создание портативного датчика скорости крови на основе электромагнитного метода. В основу метода положен эффект Холла [2]. Ставилась задача выбора датчика [3,4] и места его установки, а также создание структурной и разработка электрической принципиальной схемы [5]. Управляющим микроконтроллером при этом выбран PIC16F1459 [6].

Основы электромагнитного метода. Данный метод измерения скорости кровотока основан на эффекте Холла. Эффектом Холла называется возникновение поперечного электрического поля и разности потенциалов в металле или полупроводнике, по которым проходит электрический ток, при помещении их в магнитное поле, перпендикулярное к направлению тока (рис. 1). Эта разность потенциалов называется ЭДС Холла или напряжение Холла [2].

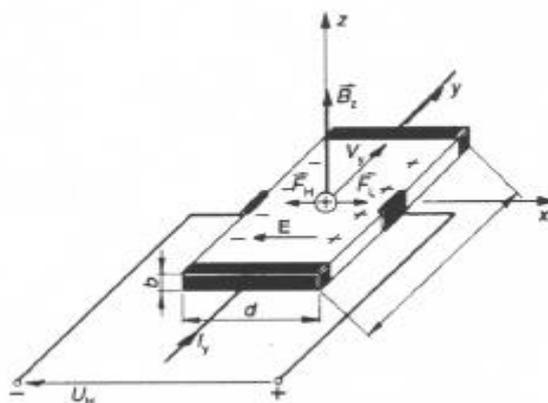


Рис. 1. Иллюстрация эффекта Холла

Эффект, сходный по свойствам с эффектом Холла, применим для создания магнитоэлектрических датчиков потока проводящих жидкостей. В рассматриваемом случае такой жидкостью является нейтрально заряженная кровь (рис. 2). Напряжение (ЭДС) Холла в этом случае будет равно:

$$E_{хол} \approx U_{хол} = -v \times B \times 2a,$$

где a — радиус трубы (сосуда).

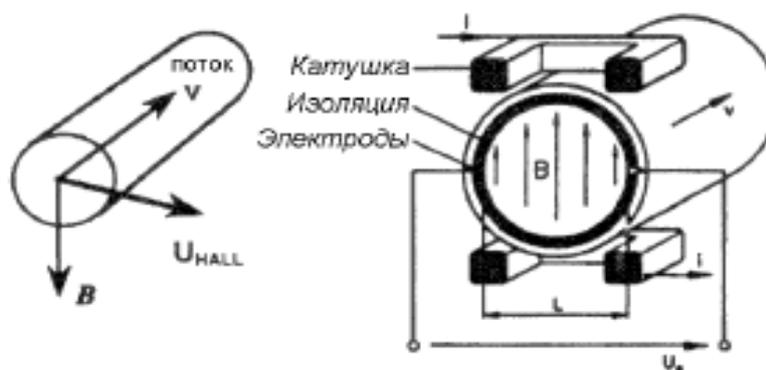


Рис. 2. Магнитоэлектрический датчик

Выбор места локализации устройства. Исходной задачей является измерение скорости кровотока. От выбора места установки зависят показатели датчика и возможные показатели нездоровой динамики. Для того, чтобы определить подобные параметры, необходимо выбрать

наиболее информативный для этого участок, который должен обладать следующими характеристиками: иметь турбулентное течение крови; обладать такой скоростью кровотока, чтобы ее можно было измерить магнитоэлектрическим датчиком; иметь относительно большой диаметр (с уменьшением диаметра сосуда сопротивление току крови снижается); являться сосудом, в котором появляются новообразования. В организме человека присутствуют три основных вида сосудов — артерии, вены и капилляры. Вид, который полностью отвечает перечисленным выше критериям, — это артерии, а именно, лучевая артерия.

Лучевая артерия (рис. 3) начинается на 1–3 см дистальнее щели локтевого сустава и является продолжением по направлению плечевой артерии. Расположена она на предплечье между круглым пронатором и плечелучевой мышцей, а в нижней трети предплечья покрыта только фасцией и кожей. Здесь не только легко прощупать пульсацию, но и очень удобно разместить датчик. Такое покрытие позволяет датчику максимально прилегать к сосуду, а магниту внутри устройства беспрепятственно воздействовать на кровь. Такое расположение датчика позволяет его комфортно обслуживать самим обследуемым.

Диаметр лучевой артерии $1,8 \pm 0,4$ мм, линейная скорость кровотока $53,0 \pm 9,4$ см/с, объемная скорость кровотока $11,8 \pm 4,4$ мл/мин.

Выше была приведена формула вычисления напряжения Холла (3), по которой можно вычислить минимальное и максимальное значения для корректной работы устройства.

Если магнитная индукция равна единице, минимальная линейная скорость кровотока 43,6 см/с, максимальная — 62,4 см/с, диаметр артерии прием равный норме без отклонений — 1,8 мм, тогда:

$$E_{\text{холл}_{\min}} = \vartheta_{\min} B 2a = 43,6 \times 11,810^{-1} = 7,848 \text{ В}$$

$$E_{\text{холл}_{\max}} = \vartheta_{\max} B 2a = 62,411,810^{-1} = 11,232 \text{ В}$$

Согласно эффекту Холла, можно вывести формулу для определения скорости кровотока (если принять магнитную индукцию за единицу):

$$\vartheta = \frac{E_{\text{холл}}}{2a},$$

где $E_{\text{холл}}$ — измеренная датчиком ЭДС, $2a$ — диаметр артерии.

Кроме того, для более полного анализа состояния кровотока, необходимо знать его объемную скорость:

$$Q = \vartheta S_a,$$

где ϑ — найденная скорость кровотока [7], S_a — сечение артерии, вычисляемое по формуле: $S = \frac{\pi d^2}{4}$. Тогда объемная скорость кровотока будет равна:

$$Q = \vartheta \times 2,54 \cdot 10^{-1}$$



Рис. 3. Лучевая артерия

Датчик и его характеристики. Принцип действия датчика положения на эффекте Холла несложен. Используется магнитно-электрический эффект, в результате которого возникает разность потенциалов на разных краях проводника. Это и улавливает описываемый датчик.

Главным преимуществом датчиков подобного рода выступает то, что частота срабатывания устройства не смещает момент измерения, т.е. выходной сигнал от такого устройства всегда устойчивый, без всплесков.

Датчик имеет миниатюрную форму, в которой помещается чувствительный элемент, магнит и микросхема.

Работа датчика. Современные датчики обладают, как правило, щелевой конструкцией. На одной стороне щели располагается проводник, по нему пропускают электрически ток, а на другой стороне расположен постоянный магнит. В зазоре между проводником и магнитом расположен экран. Он предназначен для замыкания силовых линий. Если его убрать, то разность потенциалов с проводника будет сниматься. При прохождении экрана через зазор, индукция будет нулевая на микросхеме, а напряжение генерируется на выходе устройства.

Когда ток попадает в магнитное поле, на него действует сила Лоренца. Если при этом в магнитном поле находится проводник, то на его сторонах (в данном случае, на противоположных стенках артерии) появится разность потенциалов, которую можно называть ЭДС Холла.

Принцип работы позволяет применять эту конструкцию в виде регистрирующего устройства без непосредственного контакта в движении, что увеличивает срок эксплуатации по сравнению с другими похожими, но работающими на других принципах преобразователями.

Характеристики. Датчик Холла может быть аналоговым и цифровым. Принцип работы цифрового датчика состоит лишь в фиксации присутствия или отсутствия поля, в то время как для выполнения поставленной задачи необходимо его точное значение. Вследствие этого был выбран датчик с аналоговым выходом, который переводит индукцию в напряжение. Показания датчика зависят от полярности и силы поля (учитывается и расстояние, на котором устанавливается

устройство). Для моделирования устройства мониторинга кровеносной системы использовали датчик HAL805UT-A производства Micronas (рис. 4).

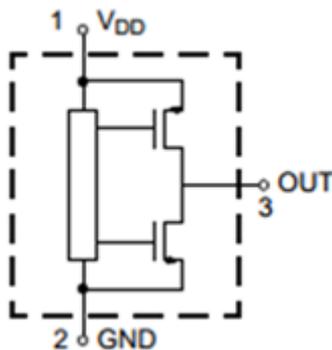


Рис. 4. Конфигурация контактов HAL805UT-A

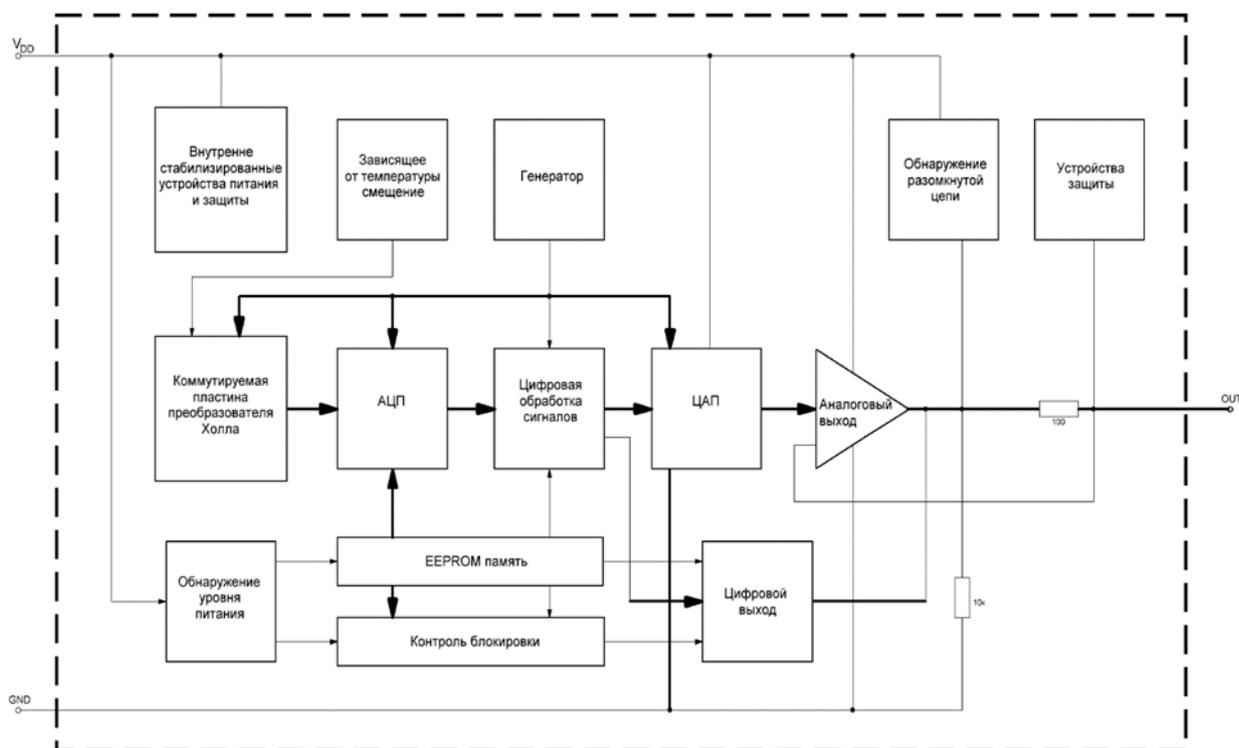


Рис. 5. Блок-диаграмма

Данный датчик является универсальным датчиком магнитного поля с линейным выходом [4]. Интегральная схема разработана и изготовлена в субмикронной CMOS-технологии и может использоваться для измерения скорости прохождения кровеносного потока по артерии в сочетании с магнитом.

Основные характеристики, такие как диапазон магнитного поля, чувствительность, выходное напряжение покоя (выходное напряжение при $B=0$ мТл) и диапазон выходного напряжения программируются в энергонезависимой памяти. Датчик имеет цифро-аналоговый преобразователь, память EEPROM с резервированием, функцию блокировки данных калибровки, последовательный интерфейс и защитные устройства на всех контактах (рис. 5)

Основные характеристики

Symbol	Parameter	Pin No.	Min.	Max.	Unit
V_{DD}	Напряжение питания	1	-8,5	8,5	V
$-I_{DD}$	Обратный ток питания	1	-	50	mA
I_Z	Ток через устройство защиты	1 or 3	-300	300	mA
V_{OUT}	Выходное напряжение	3	-5 -5	8,5 14,4	V
$V_{OUT} - V_{DD}$	ΔV_{DD}	3,1		2	V
I_{OUT}	Выходной ток	3	-10	10	mA

Данный датчик доступен в корпусе ТО92; работает в диапазоне температур от -40°C до 150°C ; общая погрешность менее 0,2% по диапазону рабочего напряжения и диапазону температур; есть защищенный от короткого замыкания двухтактный выход.

Если говорить о чувствительности датчика (1), то этот параметр программируется между 4 и 4. Для $V_{DD}=5\text{ В}$ чувствительность может быть изменена с шагом 0,00049. Существует такой параметр как V_{OQ} (выходное напряжение покоя) — выходное напряжение без внешнего магнитного поля (2), программируется с $-V_{DD}$ до $+V_{DD}$. Для $V_{DD}=5\text{ В}$ данный регистр может быть изменен с шагом 4,9 мВ.

$$S = \frac{\Delta V_{OUT} 2048}{\Delta ADC-READOUT V_{DD}} (1) V_{OUTmax} = V_{OQ} + V_{DD}$$

$$V_{OQ} = \frac{V_{OQ}}{V_{DD}} 1024 (2)$$

Действие магнитного поля на кровь. Под влиянием магнитной силы в крови появляются слабые токи, вследствие которых наблюдается увеличение скорости передвижения кровяных клеток по сосудам человека. Магниты также улучшают эластичность сосудов и расширяют систему капилляров. Но происходит это в том случае, если использование магнитов периодически, а магнитное поле достигает больших значений (магнитотерапия).

В представленном устройстве магнитное поле не настолько большое, чтобы беспокоиться по поводу ухудшения здоровья или каких-то необратимых изменений. Магнитная индукция в устройстве дает возможность точнее определить скорость движения крови, но при этом не влияет на нее.

Структурная схема. Рассмотрим работу устройства при помощи структурной схемы (рис. 7).



Рис. 7. Структурная схема устройства

Информация о скорости кровотока поступает от интеллектуального датчика Холла, выходное напряжение которого пропорционально измеряемой скорости. Сигнал, поступающий от датчика, усиливается измерительным усилителем и оцифровывается встроенным аналого-цифровым преобразователем управляющего микроконтроллера. Вычисленное значение скорости отображается на графическом дисплее с диагональю около 20 мм. Данное значение сравнивается с заданными пороговыми значениями, и, в случае его выхода за установленные пределы, измеритель издает звуковой сигнал с помощью пьезо-излучателя. В составе устройства содержится клавиатура для задания режимов работы. С их помощью пациент может настраивать параметры датчика Холла. Датчик имеет два режима работы: режим измерения, когда он выдает аналоговый сигнал о силе магнитного поля, и режим программирования, когда возможна его настройка. Для перевода датчика в режим программирования микроконтроллер разрешает работу импульсного преобразователя, выдающего напряжение +8 В, которое и подается на датчик. Зафиксировав появление на его питающем входе повышенного напряжения, датчик переключает режим работы своего выхода с аналогового на цифровой. Это позволяет управляющему микроконтроллеру пересылать в датчик команды с настройками в цифровом виде. По завершению настройки преобразователь напряжения выключается и датчик переходит обратно в режим измерения.

Питание измерителя осуществляется от аккумуляторной батареи на напряжение 3,6 В. Данное напряжение поступает на импульсный DC/DC преобразователь, который повышает его до рабочего напряжения схемы +5 В.

Микроконтроллер измерителя имеет встроенный интерфейс USB версии 2.0 для связи с компьютером. Подключение к компьютеру позволяет настраивать параметры устройства через приложение, сохранять данные о значениях скорости кровотока на компьютере. Подключение к компьютеру позволяет также заряжать аккумулятор от USB порта. Управление процессом заряда осуществляет зарядное устройство, которое отключает батарею от USB в случае ее полного заряда (4,2 В) и сообщает об этом микроконтроллеру.

Помимо режима непрерывной работы, в устройстве предусмотрен режим периодической кратковременной работы, который позволяет существенно продлить время работы от одной зарядки аккумулятора. В данном режиме большую часть времени микроконтроллер находится в режиме сна. В этом случае питание всей схемы отключено. Питание самого микроконтроллера в режиме сна осуществляется напрямую от батареи, а его токопотребление в данных условиях минимально. По истечении заданного интервала времени микроконтроллер просыпается и разрешает работу импульсного преобразователя, происходит включение схемы. Напряжение +5 В подается также и на цепи питания микроконтроллера, что позволяет ему производить корректные измерения. По завершению измерений микроконтроллер выключает преобразователь, переходит на питание от батареи и уходит в режим сна до следующего включения.

По предоставленной структурной схеме была разработана электрическая принципиальная схема, которая полностью отвечает всем поставленным выше требованиям.

Заключение

1. Предоставлен материал для моделирования на практике портативного датчика скорости кровотока на эффекте Холла.

2. Осуществлен выбор места локализации датчика, благодаря которому пациент сможет наиболее информативно и комфортно применять устройство.

3. Выбранный датчик HAL805 отвечает необходимым характеристикам для создания подобного устройства, среди которых высокая точность измерений, удобство в использовании, несложность программирования, доступность на цифровом рынке и приемлемая стоимость.

4. Структурная схема полностью описывает работу датчика измерения скорости — от начала измерений до вывода информации на дисплей.

5. Спроектированный по предоставленным данным датчик будет напоминать смарт-часы. Простота и удобство в применении, дисплей, звуковой сигнал, аккумулятор, возможность сохранять данные на ПК, делает это устройство комфортным для пациентов всех возрастов.

Библиографический список

1. Покровский, В. М. Физиология человека / В. М. Покровский, Г. Ф. Коротько. — Москва : Медицина, 2003. — 656 с.

2. Трофимова, Т. И. Курс физики / Т. И. Трофимова. — Москва : Академия, 2006. — 560 с.

3. Корневский, Н. А. Биотехнические системы медицинского назначения / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей. — Старый Оскол : ТНТ, 2013. — 688 с.

4. Electronic Components Datasheet Search / ALLDATASHEET.COM. — Режим доступа: <http://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=HALL805UT-A> (дата обращения: 21.02.18).

5. Гусев, В. Г. Электроника и микропроцессорная техника / В. Г. Гусев, Ю. М. Гусев. — 5-е изд., стер. — Москва : Высшая школа, 2008. — 790 с.

6. Катцен, С. PIC-микроконтроллеры. Полное руководство / С. Катцен. — Москва : Додэка XXI, 2010. — 656 с.

7. Ремизов, А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов, А. Г. Максина, А. Я. Потапенко. — Москва : Дрофа, 2006. — 560 с.