

ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫЙ РАСХОДОМЕР КРОВИ

И. Н. КРАЕВ, В. Н. ТИТОВ

(Представлена научным семинаром физико-технического факультета)

Одним из важнейших вопросов экспериментальной медицины является исследование кровообращения и, в частности, учет количества крови, протекающей через органы животного при воздействии на организм различных факторов.

Однако в течение нескольких десятилетий динамика сердечно-сосудистой системы изучалась главным образом по давлению крови из-за отсутствия расходомеров крови.

Современная измерительная техника располагает весьма большим количеством методов измерения расхода жидкости в трубопроводах.

Многие из этих методов могут быть с успехом применены и для изучения кровообращения в живых организмах.

Однако условия экспериментов и их целенаправленность весьма переменчивы. Поэтому в каждом частном случае при выборе датчика исходят из физиологических условий эксперимента или клиники. Датчик расходомера крови должен измерять минимальные скорости до 1 см/сек, быть небольшим по габаритам и весу, противостоять коррозирующему воздействию жидкостей и не стимулировать чрезмерного развития операционного шрама. Необходимо, чтобы расходомер имел наибольшую точность при высокой чувствительности и линейной калибровке; создавал несущественное динамическое сопротивление потоку крови и не вносил завихрений в поток.

Разработанный в лаборатории Томского политехнического института опытный образец электромагнитного расходомера крови в основном удовлетворяет этим требованиям.

Расходомер предназначен для непрерывного автоматического измерения скорости кровотока в кровеносных сосудах, в условиях хронического опыта.

Принцип действия датчика прибора рис. 1 основан на измерении э. д. с., индуцированной между электродами, при движении потока крови в магнитном поле.

Величина индуцированной э. д. с. определяется выражением

$$e = [(\mu H_0 \sin \omega t) dv - (A_0 \cos \omega t)] \cdot 10^{-8} \text{ вольт,}$$

где $(\mu H_0 \sin \omega t) dv$ — напряжение в фазе с магнитным полем, пропорциональное скорости потока.

$A_0 \cos \omega t$ — напряжение помех, не зависящее от потока и сдвинуто по фазе на 90° .

Напряжение помех (трансформаторная э. д. с.) возникает за счет того, что в переменном магнитном поле находится петля, образованная двумя электродами, столбом жидкости между ними и выводами, идущими от электродов.

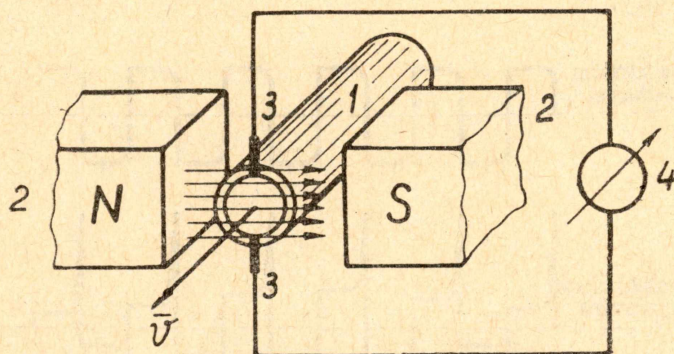


Рис. 1. Схема электромагнитного расходомера.
1 — трубопровод; 2 — магнит; 3 — измерительные электроды; 4 — регистрирующий прибор.

Величина трансформаторной э. д. с. зависит от площади петли, пронизываемой магнитным потоком, интенсивности магнитного поля и частоты его изменения. Обычно величина трансформаторной э. д. с. сравнима с величиной полезного сигнала и составляет несколько $\mu\text{в}$.

В расходомере, блок-схема которого приведена на рис. 2, компенсация трансформаторной э. д. с. осуществляется применением для питания магнита датчика тока прямоугольной формы. Такая форма тока, как показано [1], индуцирует в измерительной цепи сигнал прямоугольной формы, пропорциональный скорости движения крови.

Действие трансформаторной э. д. с. проявляется в появлении острых импульсов в момент смены полярности тока, питающего магнит. Это различие в форме волны позволяет более эффективно отделять сигнал потока от трансформаторной э. д. с. рис. 3. Подавить острые пики, вызванные трансформаторной э. д. с., можно схемой стробирования. Для этого стробируют усилитель в момент смены полярности тока, питающего магнит датчика.

Э. д. с. измеряют только в те промежутки времени, когда поле максимально и постоянно. Таким образом, производная от магнитного потока по времени и соответственно сигнал, создаваемый трансформаторной э. д. с., равны нулю.

Расходомер с прямоугольной формой волны питающего тока использует преимущества и устраняет недостатки такого типа приборов

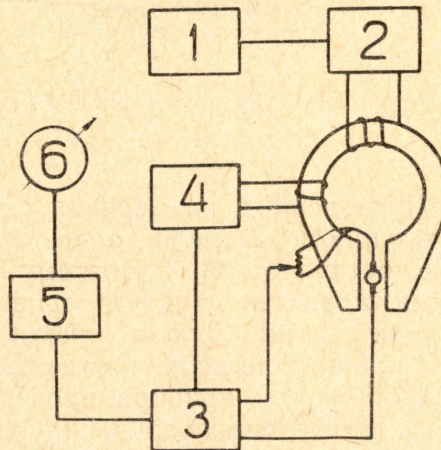


Рис. 2. Блок-схема прибора.
1 — генератор прямоугольных колебаний; 2 — усилитель мощности; 3 — схема стробирования; 4 — усилитель запирающих импульсов; 5 — выпрямитель; 6 — регистрирующий прибор.

с постоянным магнитом и питанием магнита переменным синусоидальным током.

Комплект расходомера состоит из датчика, электронного блока и регистрирующего прибора.

Датчик прибора состоит из С-образного магнитопровода, набранного из листовой электротехнической стали, катушек возбуждения и муфты с платиновыми электродами, которые прикладываются к кровеносному сосуду.

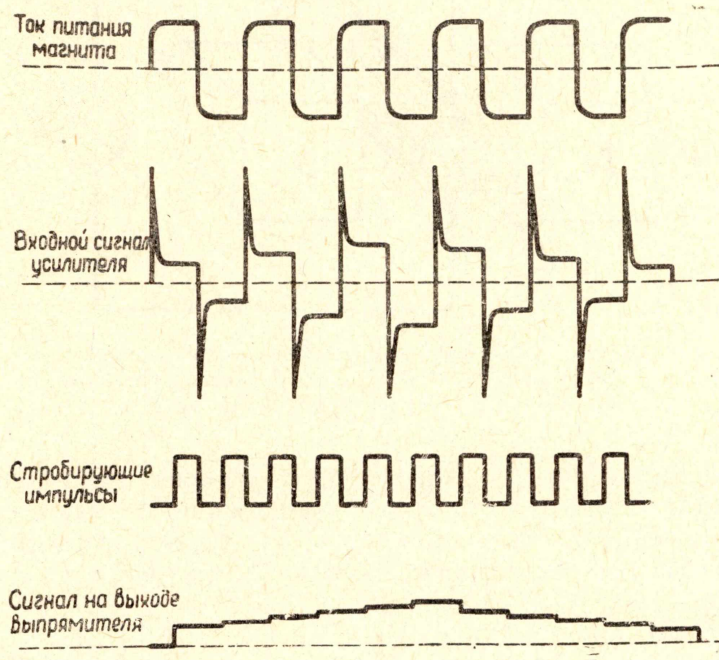


Рис. 3. Диаграммы сигналов, поясняющие работу схемы.

Проведенные измерения распределения магнитной индукции в воздушном зазоре 3 типов датчиков показали, что неоднородность поля составляет 3%. Поэтому зависимость показаний прибора от эпюры скоростей незначительна.

Применение канюли с жестко впаянными электродами позволило откалибровать прибор с помощью 1%-ного солевого раствора.

Калибровку прибора производили каждый раз при замене одной формы магнитопровода на другую. Многочисленные измерения показали, что калибровочные кривые линейны и остаются постоянными для данной формы магнитопровода и питания магнита.

Количество солевого раствора, протекающего через поперечное сечение за 1 сек, определяли измерением объема жидкости, протекшей через это сечение за определенный промежуток времени.

На рис. 4 представлена зависимость выходного сигнала датчика от величины расхода.

При измерениях поблизости от сердца, особенно на восходящей аорте, мешают токи действия сердца.

Для устранения ошибок, вызванных этими токами, Веттерер [3] рекомендует устанавливать электроды на эквипотенциальных точках. Такая методика неудобна и сложна, так как при движении пульсирующего потока крови точки крепления электродов будут постоянно меняться.

Жесткое крепление электродов не рекомендуется из-за значительного искажения потока.

Избавиться от влияния сердечных потенциалов удастся при работе схемы прибора на несущей частоте, значительно отличающейся от частоты биотоков.

Спектр частот биотоков, который богат гармониками, лежит в области от 0 до 100 гц [4].

Таким образом, выбрав частоту питания магнита датчика выше частоты биотоков (в описываемом расходомере частота питания магнита датчика равна 400 гц), можно избежать спектральную область, содержащую большие напряжения шумов.

Проведенные лабораторные испытания электромагнитного расходомера позволили определить его основные технические характеристики и показали возможность его применения для измерения расхода крови.

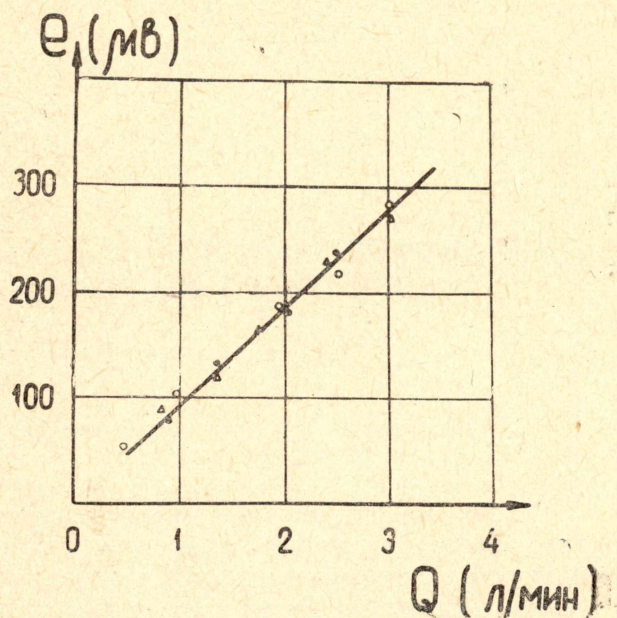


Рис. 4. Зависимость показаний регистрирующего прибора от величины расхода.

Техническая характеристика

1. Нижний предел измерения 0,5 л/мин.
2. Мощность, потребляемая прибором, не более 100 вт.
3. Частота питания магнита 400 гц.
4. Погрешность измерения $\pm 3\%$.
5. Габаритные размеры:
 - а) датчика $70 \times 40 \times 30$ мм.
 - б) вторичного прибора $300 \times 250 \times 200$ мм.
6. Вес:
 - а) датчика 0,5 кг.
 - б) вторичного прибора 5 кг.

ЛИТЕРАТУРА

1. A. B. Denison, J. M. P. Spencer and A. D. Green, A Square — wave electromagnetic flowmeter for application to intact blood vessels, Circulation Research, vol 3, pp. 39, 1955.
2. H. W. Shirer, R. B. Shackelford, K. B. Jochim, A magnetic flowmeter for recording cardiac output, Proceedings of the J. R. E. pp. 153, 1959.
3. E. Wetterer, Zschr. Biol., vol 98, pp. 26, 1937.
4. В. Байер. Биофизика. Издательство иностранной литературы, М. 1962.