

УДК 612.13—073.65

Ю. Е. Дьяченко, Р. К. Хайретдинов

К ОПРЕДЕЛЕНИЮ МИНУТНОГО ОБЪЕМА КРОВИ МЕТОДОМ ТЕРМОРАЗВЕДЕНИЯ

Минутный объем крови по праву считается одним из наиболее информативных показателей состояния системы кровообращения. Существует целый ряд методов для прямого определения минутного объема, из которых метод терморазведения в настоящее время получает все большее распространение благодаря своей точности и возможности многократного повторения [2, 3, 5]. Однако из-за отсутствия серийно выпускаемой отечественной аппаратуры практическое осуществление этого метода наталкивается на ряд трудностей.

Как известно, в формулу для расчета минутного объема крови входит температура индикатора, инъецируемого с помощью катетера. В процессе инъекции температура

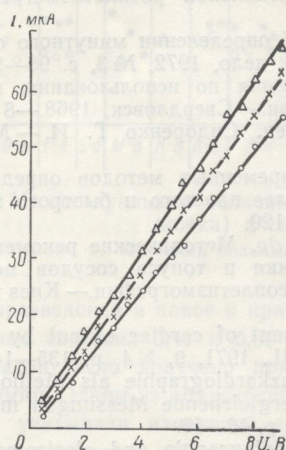


Рис. 1. Вольт-амперные характеристики терморезистора СТ1-18.

1 — при 40 °С; 2 — при 30 °С; 3 — при 20 °С. По вертикали — сила тока, мкА; по горизонтали — напряжение, В.

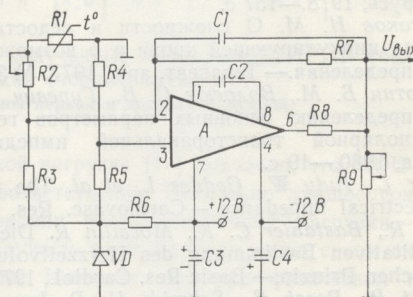


Рис. 2. Принципиальная электрическая схема усилителя.

R1 — СТ1-18, R2 — 22 кОм; R3, R4, R5 — 62 кОм; R6, R8, R9 — 1 кОм; R7 — 1,0 мОм; C1 — 6800 пФ; C2 — 1000 пФ; C3, C4 — 10,0 мкФ×15 В; VD — КС156А; А — К140УДБА.

индикатора неизбежно повышается вследствие теплообмена между катетером и кровью. Поэтому точное значение температуры индикатора можно получить, лишь измерив ее в месте выхода последнего из катетера в кровеносное русло [4], т. е. катетер для инъекции индикатора должен быть снабжен термочувствительным элементом с одновременным сохранением проходимости. При использовании для этой цели термистора МТ-64, применяемого большинством исследователей, размеры катетера оказываются слишком большими для мелких лабораторных животных.

Поэтому мы поставили задачу подобрать соответствующий термочувствительный элемент, изготовить внутрисосудистый катетер, позволяющий как измерять температуру индикатора в момент инъекции, так и регистрировать кривую терморазведения у мелких лабораторных животных и сконструировать соответствующий усилитель.

После тщательного анализа технических данных большинства выпускаемых промышленностью термисторов и терморезисторов мы остановились на терморезисторе типа СТ1-18, представляющем собой шарик диаметром 0,45 мм и массой 3 мг с такими техническими характеристиками:

1. Номинальное сопротивление при температуре +150 °С (половина максимальной рабочей температуры) — 1,5; 2,2; 22; 33 кОм; 1,5; 2,2 мОм.
2. Допустимое отклонение от номинала $\pm 20\%$.
3. Максимальная рабочая температура +300 °С.
4. Максимальная мощность рассеяния при температуре +150 °С — 45 мВт.
5. Минимальная мощность рассеяния при такой же температуре — 0,08 мВт.
6. Мощность рассеяния при максимальной рабочей температуре не более 0,03 мВт.
7. Постоянная времени не более 1 с.

К определению мин.

8. Температурный коэффициент сопротивления при +150 °С, а после 100 ч воздействия — 1,5 кОм/°С.

В наших исследованиях терморезистор имеет следующие характеристики:

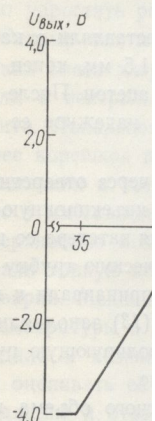


Рис. 3. Зависимость

А — внутрисосуд.

+20 до +40 °С. Как видно из рисунка, характеристики терморезистора СТ1-18 в указанном диапазоне температур являются линейными. Эти данные использованы при построении усилителя, принципиальная схема которого приведена на рис. 2.

Учитывая, что при терморазведении в мостовых схемах резисторам отвечают резисторы, приведенная схема усилителя имеет вид, показанный на рис. 3.

Приведенная схема усилителя имеет выходное напряжение, которое пропорционально изменению сопротивления терморезистора (рис. 3). Балancing моста осуществляется с помощью переменного резистора. При этом необходимо учитывать, что в этом усилителе коэффициент усиления зависит от температуры. Для того чтобы характеристики усилителя были стабильными при изменении температуры, при использовании резистора для измерения температуры сбалансировку моста необходимо расширить за счет этого точности измерения.

Таким образом, применяя для измерения температуры терморезистор, можно получить при определении температуры следующие характеристики:

Для практического применения терморезистора (1) и (3) с высокопрочной

8. Температурный коэффициент сопротивления (ТКС) в зависимости от номинальной величины сопротивления терморезистора лежит в пределах от $-2,25$ до $-5,0 \text{ } \%/^{\circ}\text{C}$ при $+150^{\circ}\text{C}$, а постоянная B — от 4050 до 9000 °К. 9. Изменение величины сопротивления после 100 ч воздействия максимальной рабочей температуры не более $\pm 4 \text{ } \%$. 10. Гарантийный срок службы — 300 ч. 11. Изменение величины сопротивления в течение гарантийного срока службы не более $\pm 5 \text{ } \%$ сверх допускаемого отклонения.

В наших исследованиях были использованы терморезисторы с номинальным сопротивлением 1,5 кОм (100 кОм при 22°C). На рис. 1 представлено семейство вольт-амперных характеристик терморезистора, снятых нами в диапазоне температур от

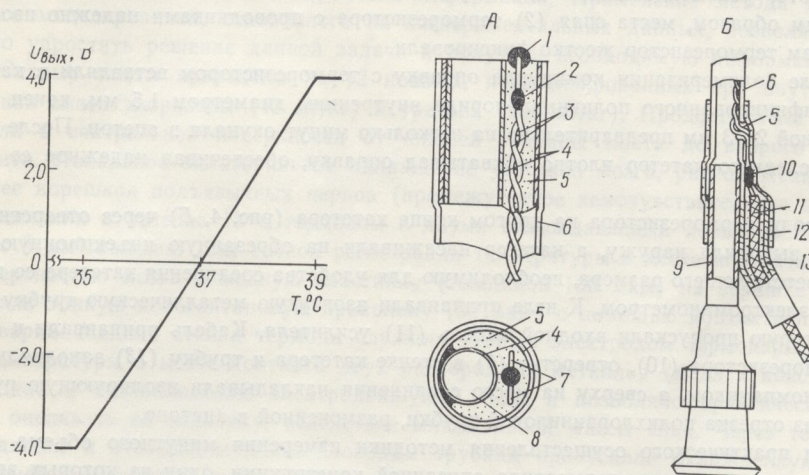


Рис. 3. Зависимость выходного напряжения усилителя (по вертикали) от температуры среды (по горизонтали).

Рис. 4. Устройство катетера-термозонда.

А — внутрисосудистый конец катетера, Б — его наружный конец. Пояснения в тексте.

$+20$ до $+40^{\circ}\text{C}$. Как видно из рисунка, вольт-амперные характеристики терморезистора СТ1-18 в указанном интервале температур и при напряжении на нем, не превышающем 9В, линейны. Эти данные были использованы при расчете электрической схемы мостового усилителя, принципиальная схема которого представлена на рис. 2.

Отметим, что при построении подобных усилителей желательно использовать термостабильные резисторы, ТКС которых не превышает $+1,5 \cdot 10^{-4} \text{ } 1/^{\circ}\text{C}$. Этим требованиям отвечают резисторы типов: С2-31, ОМЛТ-0,125«А», ПТМН и СП5-22.

Приведенная схема усилителя обеспечивает практически линейное изменение выходного напряжения при изменении температуры среды, в которой находится терморезистор (рис. 3). Балансировка моста на заданную температуру осуществляется переменным резистором R2. Такое несколько необычное его включение в мост обусловлено тем, что в этом случае изменение баланса моста не влияет на коэффициент усиления усилителя. Коэффициент усиления регулируется переменным резистором R9. При снятии характеристики всего устройства мы выбрали коэффициент усиления и напряжение питания усилителя, обеспечивающие изменение выходного напряжения от -4 до $+4 \text{ В}$ при изменении температуры от 39 до 35°C (мост сбалансирован при 37°C). Следовательно, при использовании регистратора с чувствительностью не ниже 20 мВ точность измерения температуры составляет не менее $0,01^{\circ}\text{C}$. Для измерения температуры индикатора балансировку моста производили при 22°C . Пределы измерения температуры могут быть расширены за счет уменьшения коэффициента усиления усилителя, разумеется, при этом точность измерения несколько снизится.

Таким образом, проведенные испытания показали, что терморезистор СТ1-18 вполне применим для измерения температуры индикатора и регистрации кривой терморазведения при определении минутного объема крови.

Для практического использования терморезистор был смонтирован в гибкий катетер, устройство которого показано на рис. 4. Для этого к укороченным выводам (7) терморезистора (1) были припаяны свитые (для уменьшения наводок) медные провода (3) с высокопрочной эмалевой изоляцией в два слоя типа ПЭВ-2 диаметром 0,02—0,05

мм. Пайку (2) осуществляли под микроскопом с применением флюса ЛТИ-1 (или ЛТИ-120) и припоя ПОС-61. Для предотвращения перегрева терморезистора необходимо, чтобы температура жала паяльника не превышала максимальной рабочей температуры терморезистора (+300 °C).

Для крепления терморезистора и образования прохода (8) в катетере (6) мы использовали оправку (4), изготовленную из тонкостенных трубок диаметром 1,6 и 1,0 мм, помещенных одна внутри другой и пропаянных. В образованную между ними полость вводили терморезистор с припаянными проводниками, и полость заполняли компаундом (5) на основе эпоксидной смолы ЭД-20«С» с отвердителем БФ и активным разбавителем УП-616, рекомендованным для герметизации изделий медицинской электроники [1]. Таким образом, места спая (2) терморезистора с проводниками надежно изолировали, а сам терморезистор жестко фиксировали.

После полимеризации компаунда оправку с терморезистором вставляли в катетер из пластифицированного поливинилхлорида внутренним диаметром 1,5 мм, конец которого длиной 2—3 мм предварительно на несколько минут окунали в ацетон. После испарения последнего катетер плотно обхватывал оправку, обеспечивая надежное ее крепление.

Выводы терморезистора на другом конце катетера (рис. 4, Б) через отверстие (5) в стенке выводили наружу, а катетер насаживали на обрезанную инъекционную иглу (9) соответствующего размера, необходимую для удобства соединения катетера со шприцем или электроманометром. К игле припаивали изогнутую металлическую трубку (13), через которую пропускали входной кабель (11) усилителя. Кабель припаивали к выводам терморезистора (10), отверстие (5) в стенке катетера и трубку (13) заполняли описанным компаундом, а сверху на место соединения накладывали изолирующую рубашку (12) из отрезка полихлорвиниловой трубки, размоченной в ацетоне.

Для практического осуществления методики измерения минутного объема крови необходимы два катетера-термозонда описанной конструкции, один из которых вводят, например, в правое предсердие или желудочек, а второй — в дугу аорты. При этом ставится возможным вводить индикатор с измерением его температуры в месте введения, осуществлять контроль местонахождения конца катетера по форме кривой давления крови, производить одновременную регистрацию кривой терморазведения или температуры крови и пульсовой кривой, вводить необходимые препараты или брать кровь на исследование, а малые размеры катетеров (наружный диаметр не более 2 мм) позволяют применять их в экспериментах на мелких лабораторных животных.

Список литературы

1. Гигаева С. Г., Джатиева Р. Д. Компаунды для герметизации изделий медицинской электроники. — Электрон. пром-сть, 1979, вып. 8/9, с. 88.
2. Гуревич М. И., Берштейн С. А., Голов Д. А. Определение сердечного выброса методом термодилуции. — Физиол. журн. СССР, 1967, 53, № 33, с. 350—354.
3. Дулявичюс З. Определение сердечного выброса методом термодилуции. — В кн.: Материалы XXI науч. конф. Каунас. мед. ин-та, Каунас, 1972, с. 216—217.
4. Котова И. Н. Метод терморазведения для определения расхода и объема; применение на модели и в эксперименте. — В кн.: Исследование кровообращения в хирургии и анестезиологии методами разведения индикаторов: Тез. докл. Всесоюз. симпозиум, М., 1976, с. 208—211.
5. Пастушенко В. П. Изучение центральной гемодинамики с использованием метода терморазведения при фентанил-эпентоловом (сомбревиновом) вводимом наркозе у больных пороками сердца: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. — М., 1977—27 с.

Лаборатория физиологии продолговатого
мозга Института физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Поступила в редакцию
03.06.81 г.

СПОСОБ ПРИ ЛОКАЛ

Оценка изме
локальным охлажд
требуется большое
сокоточные датчик
ческого моделиров
тельно упростить р

Острые опыте
введении смеси хл
нажали с вентрал
сегмента. Локальн
ральнее корешков
осуществляли в те
щадью 3 мм² кажд
с поверхностью мо
впаивали тонкую к
ной сварки. Медна
ние температуры в
приводило к возни
венно оценивать её
приводящим и отвс
обходимой темпер
2000, 3000 и 4000 м
рой был равен 45 мк

Для определе
дом, где, в основно
пературного поля в
ния, что изменение
мени (t) при охлаж
ным уравнением тем

где a — постоян

Начальные и гранич
ных по измерению
мени, а также данн
и скорости движения
ентном уравнении:

где $L = 4000$ мкм
риментальных данны
 $a_5 = 0,052$; $a_6 = 0$. Урав
методом «сеток» [1]
ных по глубине и во в
Остановка дыха
тельного поля обычно
температура мозга по