

электродов — 7 см, между всеми последующими как вертикальными, так и горизонтальными электродами — 4 см. Применяемые нами электроды могут быть изготовлены из латуни, бронзы, меди, анодированной серебром. Для обеспечения надежного контакта корпус электрода подвижный и отжимается от прижима спиральной пружиной. Контактная поверхность электрода смещается вдоль продольной оси, в результате чего обеспечивается постоянный надежный контакт. Диаметр электрода 10 мм, высота штока 25 мм. Пояс подключается к регистрирующему прибору с помощью коммутатора с клавишным переключателем. К четырем гнездам коммутатора подключаются вводные гнезда регистрирующего прибора той же маркировки.

Съемка ЭКТГ производится последовательным нажатием клавишей от 1 до 9.

Опыт показал, что метод ЭКТГ заслуживает внимания, а предлагаемое устройство крайне просто в изготовлении, обслуживании и надежно в работе.

Отдел клинической реабилитации
Украинского института кардиологии

Поступила в редакцию
15.V 1981 г.

УДК 612.821

И. А. Назарук, Л. П. Литовченко, И. Р. Евдокимов

УСТАНОВКА ДЛЯ МИКРОЭЛЕКТРОДНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ ИЗОЛИРОВАННЫХ ПРЕПАРАТОВ ТЕПЛОКРОВНЫХ

При подготовке к проведению электрофизиологических экспериментов на изолированных препаратах тканей животных исследователю приходится решать ряд проблем методического характера. К ним относятся, в первую очередь, снижение электрических помех до уровня, обеспечивающего выделение минимального биоэлект-

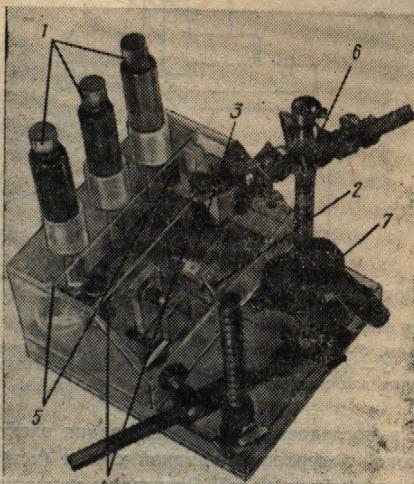


Рис. 1. Общий вид экспериментальной установки.

1 — емкости для различных растворов; 2 — ванночка с препаратом; 3 — датчик температуры; 4 — регулируемые нагревательные элементы; 5 — опорные нагревательные элементы; 6 — манипулятор для подачи микроэлектрода; 7 — стереоскопический микроскоп МБС-2.

тического сигнала, создание условий для постоянного визуального контроля за положением кончика микроэлектрода и объекта, непрерывное измерение температуры объекта и омывающих его растворов (или их термостабилизация), насыщение растворов газовыми смесями, установка объекта в положение, удобное для введения микроэлектрода и подключения механоэлектрического преобразователя в случае иссле-

Установка для микроэлектродных

дований сократимых тканей [3] ройства, удовлетворяющие поста

Предлагаемая установка ных исследователей и дополне ляет собой универсальную ко зиологических исследований, к при изучении биологических объ

В установке применен сп омывающих растворов и газов жания заданного температурног ранее разработанной в нашем гладких мыши [1]. Внутри кам проточная ванночка с объектом электрический преобразователь чик температуры (3), регулиру элементы опорного теплового реж

Снаружи термостатируемое гидравлическим манипулятором стереоскопический микроскоп М установлены воронки Либиха с вода газовых смесей на задней под небольшим давлением че газовой смеси. Благодаря нале статируемых объема, довольно давлений газов вне и в растворя того типа.

Наиболее удачным расположением с точки зрения введения м полного покрытия объекта перф не всегда просто осуществить. трону с помощью нити приходит ной оси, или пропускать нить неизбежно вызывает постоянные ических помех, передаваемых в запрессованная втулка из гидроф втулке продета нить, одним кон троне. Таким образом, объект и причем нить движется во втулке и гидрофобные свойства материаляем в исследованиях раствора

Микроэлектрод подводится в ном стекле, расположенном в Разм размер отверстия выбран так, время не нарушать теплового ре ческими свойствами дает возмож электрода через микроскоп МБС допускает оперативную смену к проводить исследования самых раз

Исходя из требуемой для э держания температуры, равной окружющей среды от 18 до 30 создана специальная система т низкий уровень электрических и от контактных и тиристорных с выбрана автоматическая система

льными, так и горизонтальными, могут быть изготовлены из сечения надежного контакта контактной пружиной. Контакты, в результате чего обеспечены 10 мм, высота штока 25 мм. коммутатора с клавишным вводом гнезда разме-

м клавишей от 1 до 9. а предлагаемое устройство работе.

Поступила в редакцию
15.V 1981 г.

Евдокимов

ИССЛЕДОВАНИЙ ИЛОКРОВНЫХ

их экспериментов на изолированных объектах приходится решать ряд первых задач, снижение минимального биоэлект-

ный вид экспериментальной установки.

и различных растворов; 2 — аппаратом; 3 — датчик температуры; 4 — управляемые нагревательные элементы; 5 — инструмент для подачи микроэлектрода; 6 — стереоскопический микроскоп МБС-2.

ального контроля за положением измерение температуры (термодатчик), насыщение раствором для введения микроэлектрода в случае исследо-

дований сократимых тканей [3]. Это заставляет экспериментаторов создавать устройства, удовлетворяющие поставленным требованиям.

Предлагаемая установка сохранила преимущества многих разработок различных исследователей и дополнена нашими оригинальными решениями. Она представляет собой универсальную конструкцию, пригодную для разноплановых электрофизиологических исследований, которая может иметь широкую область применения при изучении биологических объектов.

В установке применен способ закрытого терmostатирования кюветы с объектом, омывающих растворов и газовой среды, обеспечивающий высокую точность поддержания заданного температурного режима. Прозрачная пленка-стекловидная камера подобна ранее разработанной в нашем институте для изучения сократительной активности гладких мышц [1]. Внутри камеры помещены три емкости для растворов (рис. 1, 1), проточная ванночка с объектом (2), емкость для отработанных растворов, механоэлектрический преобразователь с системой градуированного натяжения объекта, датчик температуры (3), регулируемые нагревательные элементы (4), нагревательные элементы опорного теплового режима (5).

Снаружи терmostатируемой камеры находятся: штанга с укрепленным на ней гидравлическим манипулятором подачи микроэлектрода (6), катодный повторитель, стереоскопический микроскоп МБС-2 с осветителем (7), электротермометр. На камере установлены воронки Либиха с растворами, герметически закрытые сверху. Для подвода газовых смесей на задней стенке камеры имеется штуцер, с помощью которого под небольшим давлением через водяной затвор возможна подача соответствующей газовой смеси. Благодаря наличию больших поверхностей растворов внутри терmostатируемого объема, довольно быстро происходит уравновешивание парциальных давлений газов вне и в растворах, что довольно трудно достигнуть в камерах открытого типа.

Наиболее удачным расположением объекта в кювете является горизонтальное, как с точки зрения введения микроэлектрода в вертикальной плоскости, так и для полного покрытия объекта перфузирующим раствором. Однако такое расположение не всегда просто осуществить. В частности, при присоединении объекта к механотрону с помощью нити приходится располагать его под углом 20—30° к горизонтальной оси, или пропускать нить через сделанную в стенке кюветы прорезь, которая неизбежно вызывает постоянное подтекание растворов и является источником механических помех, передаваемых на механотрон. В данном устройстве в стенку кюветы запрессована втулка из гидрофобного материала (фторопластика). Через отверстие во втулке продета нить, одним концом закрепленная на объекте, а другим на механотроне. Таким образом, объект и нить оказываются расположеными горизонтально, причем нить движется во втулке совершенно свободно. Подбор размера отверстия и гидрофобные свойства материала внутри не дают возможность вытекать применяемым в исследованиях растворам, хотя препарат полностью погружен в раствор.

Микроэлектрод подводится к объекту извне через небольшое отверстие в покровном стекле, расположенном в непосредственной близости над кюветой с объектом. Размер отверстия выбран так, чтобы свободно пропускать электрод и в то же время не нарушать теплового режима камеры. Покровное стекло с высокими оптическими свойствами дает возможность хорошего обзора объекта и кончика микроэлектрода через микроскоп МБС-2. Взаимное расположение элементов в установке допускает оперативную смену кювет без конструктивных изменений, что позволяет проводить исследования самых различных объектов.

Исходя из требуемой для электрофизиологических исследований точности поддержания температуры, равной $\pm 0,1^{\circ}\text{C}$ в диапазоне 35—37°C [2] при температуре окружающей среды от 18 до 30°C и среднего рабочего объема камеры 12 л была создана специальная система терморегулирования, обеспечивающая исключительно низкий уровень электрических и механических помех. Для этого пришлось отказаться от контактных и тиристорных систем управления мощностями нагревателей. Была выбрана автоматическая система с плавным терморегулированием. В качестве нагре-

вательных элементов применены лампы накаливания, закрытые алюминиевыми радиаторами с прорезями для теплообмена.

Электрическая принципиальная схема устройства (рис. 2) состоит из мостовой измерительной схемы, усилителя, регулируемого источника питания нагревателей, нагревателей опорного теплового режима, нагревателей форсированного нагрева и блока питания. В измерительную схему входят: датчик температуры, стрелочный прибор, проградуированный в градусах Цельсия, элементы моста. Датчиком температуры является терморезистор кожного датчика, используемого в медицинских электротермометрах.

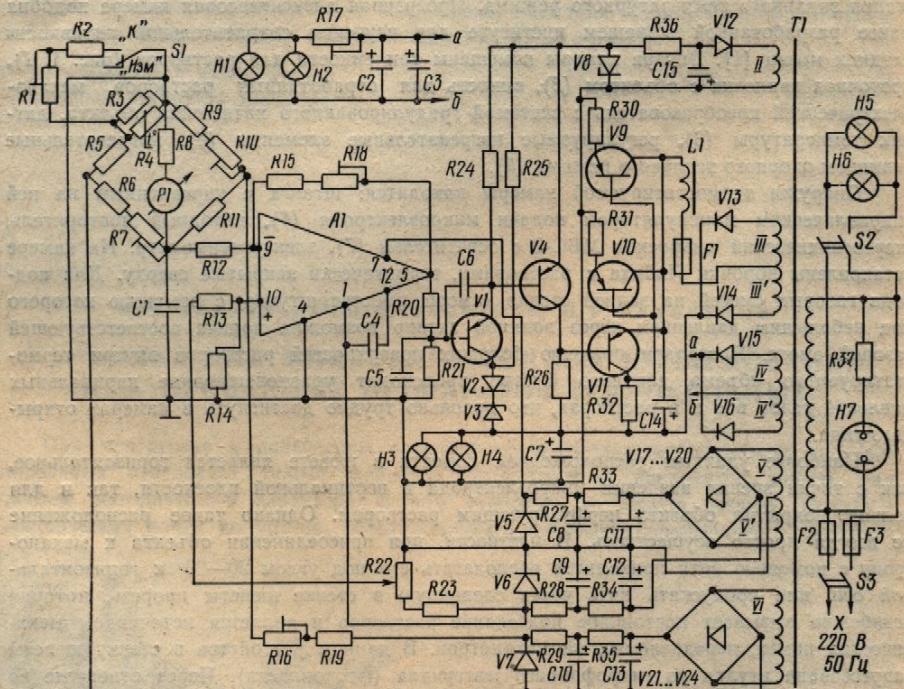


Рис. 2. Электрическая принципиальная схема установки.

Резисторы R (2, 3, 5, 6, 8, 9, 11–15, 19–21, 23–29, 32–35, 37) типа МЛТ 0,5 соответственно в кОм: 1,6; 15; 0,68; 0,12; 2; 0,12; 30; 120; 30; 2200; 0,68; 0,2; 3,3; 7,5; 2,7; 2,7, 0,22, 0,33, 0,22; 1,2; 0,39; 0,39; 0,39; 680; резистор R36 типа МЛТ-2 1,5 кОм; резисторы R30, 31 типа УЛИ 0,5 Ом; 1 Ом; резисторы R (1, 7, 10, 16, 22) — потенциометры типа ППЗ 220 Ом; 22 Ом; 220 Ом; 1 КОм; 1 кОм; резистор R18 — потенциометр типа СП1 МОм; резистор R17 — потенциометр типа ПП25 51 Ом; резистор R4 — терморезистор кожного датчика 0,815,5.182,002 медицинского термометра типа ТПМ-1. Конденсаторы C (1, 5, 6) — типа МБМ 1 мкФ (2 штуки параллельно); 0,1 мкФ; 0,05 мкФ, конденсатор C1 типа КМ 0,022 мкФ; конденсаторы C (2–3, 7, 8–13, 14, 15) типа К50-12 2000 мкФ, 25 В; 1000 мкФ, 25 В; 100 мкФ, 25 В; 200 мкФ, 50 В; 20 мкФ, 50 В. Диоды V (12, 13–16, 17–24) — типов КД105Б; Д242; Д226. Стабилитроны V (2–3, 5–6, 7, 8) — типа Д814А; Д814Б; Д814Е; Д814А. Транзисторы V (1, 4, 9–10, 11) — типа МП14; МП14; П216Б; П213Б. Микросхема A1 типа 1У7401Б. Лампы накаливания H (1–2; 3–4; 5–6) — 8 В, 15 Вт; 12 В, 15 Вт; 220 В, 15–25 Вт. Лампа неонаовая TH-02-Р10. Предохранители F (1, 2–3) типа ПМ-3 и ПМ-1. Дроссель L1 типа Д34-0,08-1. Переключатели S (1, 2–3) типа ТП1-2.

На одну диагональ моста подается стабилизированное напряжение питания со стабилитроном Д818Е, имеющим малый температурный коэффициент. С другой диагонали снимается напряжение разбалансировки моста, которое подается на усилитель, представляющий интегральную схему операционного усилителя. Переменным резистором R18, включенным в цепь обратной связи усилителя, устанавливают его коэффициент усиления, определяющий в конечном счете точность поддержания температуры. Источник питания нагревателей H3, H4 представляет собой электронный стабилизатор напряжения компенсационного типа с последовательным включением

с нагрузкой регулируемых трехполюсных обратных связей. Регулятор усиления поступает на вход опорным, полученным от пара

Источник обеспечивает плавных, не превышающих единиц элементов обладают тепловыми боянами к высокой температуре

В систему терморегулирования называемого теплового опоры теплоты, необходимой для подогрева нагревателями. Остальное включено в систему регулирования условий теплообмена и нового теплового режима улучшает пазон мощностей, подводимые к регулирования для модернизации температуры. Для ускоренного нагреваются две лампы форсированного тока через двойной тумб их отключения подводящие не создают.

Блок питания устройства и фильтрации. Полученного стабилизатора, нагревателя и измерительного моста переключатель S3, индикатором включением управления и регулирования переключатель S1 «калибрована» и служащие для градуировки устанавливают заданный температурный реостат R17, необходимый для имеет шкалу с отметками, позволяющими более оперативно регулирование достигается в течение 3

Опыт работы с предлагающим устройством показывает, что оно обладает высокими эксплуатационными характеристиками.

C

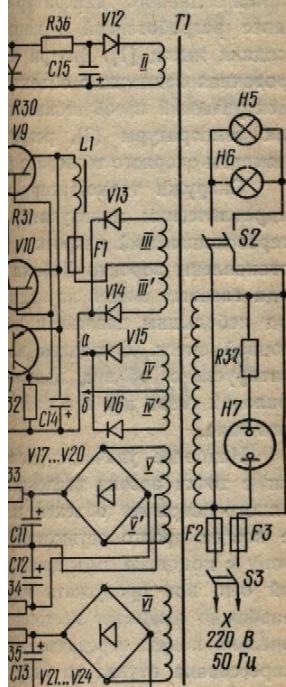
1. Нацук В. И., Кузнецов В. Ческих объектов. — Физиол.
2. Утямшиев Р. И. Радиоэлементы процессов. М.: Энергия, 1963.
3. Bonkowski I., Runion H. A. Biology. — Experientia, 1976, 32

Отдел физиологии кровообразования Института физиологии им. А. АН УССР, Киев

Литовченко, И. Р. Евдокимов

крыты алюминиевыми радиа-

рис. 2) состоит из мостовой цепи питания нагревателей, форсированного нагрева и индикатора температуры, стрелочный моста. Датчиком температуры в медицинских электротер-



там установки.

ча MЛТ 0,5 соответственно в кОм: 2; 2,7; 0,22; 0,33; 0,22; 1,2; 0,39; R30,31 типа УЛИ 0,5 Ом; 1 Ом; 22 Ом; 220 Ом; 1 КОм; 1 кОм; потенциометр типа ПП25 51 Ом; медицинского термометра типа параллельно); 0,1 мкФ; 0,05 мкФ, -13, 14, 15) типа К50-12 2000 мкФ, 0 В. Диоды V (12, 13—16, 17—24) типа D814A; D814B; D818E; D814A. 13Б. Микросхема А1 типа 1У7401Б. Вт; 220 В, 15—25 Вт. Лампа неоновая L1 типа Д34-0,08-1,4. Пере-

менное напряжение питания со коэффициентом. С другой стороны, которое подается на усиленного усилителя. Переменного усилителя, устанавливают его в точность поддержания температуры представляет собой электронный последовательным включением

с нагрузкой регулируемых транзисторов V9, V10 и усилителем постоянного тока в цепи обратной связи. Регулирующее напряжение с выхода (R21) операционного усилителя поступает на вход усилителя постоянного тока, где оно сравнивается с опорным, полученным от параметрического стабилизатора (V2, V3).

Источник обеспечивает напряжение на нагревателях от 6 до 12 В при пульсациях, не превышающих единиц мВ. Лампы накаливания в качестве нагревательных элементов обладают тепловой инерционностью, достаточной для удовлетворения требований к высокой температурной стабильности в различных точках камеры.

В систему терморегулирования введены также лампы накаливания H1, H2 так называемого теплового опорного режима. При этом примерно половина количества теплоты, необходимой для поддержания теплового баланса камеры, создается этими нагревателями. Остальное количество теплоты поступает от нагревателей, которые включены в систему регулирования для поддержания теплового режима при изменениях условий теплообмена или температуры окружающей среды. Применение опорного теплового режима улучшает условия регулирования, позволяет увеличить диапазон мощностей, подводимых к нагревателям H3, H4, а также иметь резерв в системе регулирования для модернизации камеры без изменений в системе поддержания температуры. Для ускоренного приведения установки в рабочую готовность используются две лампы форсированного нагрева H5, H6, которые включаются в сеть переменного тока через двойной тумблер S2, находящийся за пределами камеры, так что после их отключения подводящие провода не находятся под напряжением и наводок не создают.

Блок питания устройства состоит из силового трансформатора T1, схем выпрямления и фильтрации. Полученные напряжения используются для питания регулируемого стабилизатора, нагревателей опорного теплового режима, операционного усилителя и измерительного моста. Включение установки в сеть осуществляется тумблером S3, индикатором включения служит неоновая лампа H7. Основными органами управления и регулирования являются: переменные резисторы R1, R7, R10, R16, переключатель S1 «калибровка — измерение», входящие в схему измерительного моста и служащие для градуировки шкалы стрелочного прибора, резистор R22, которым устанавливают заданный тепловой режим регулирования, а также переменный резистор R17, необходимый для установки опорного теплового режима. Резистор R17 имеет шкалу с отметками, соответствующими температуре окружающей среды, что позволяет более оперативно устанавливать тепловой режим камеры. Заданная температура достигается в течение 30—40 мин.

Опыт работы с предлагаемой установкой в течение двух лет показал, что она обладает высокими эксплуатационными свойствами и вполне отвечает своему назначению.

Список литературы

- Нацук В. И., Кузнецов В. В. Термостабилизированная камера для исследований биологических объектов. — Физиол. журн., 1979, 25, № 3, с. 323—324.
- Утямышев Р. И. Радиоэлектронная аппаратура для исследования физиологических процессов. М.: Энергия, 1969. 348 с.
- Bonkowski I., Runion H. A heated stage and tissue culture chamber for electrophysiology. — Experientia, 1976, 32, N 12, p. 1619—1622.

Отдел физиологии кровообращения
Института физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Поступила в редакцию
18. X 1979 г.