

in the experiments has revealed its technical simplicity reliability and accuracy. The latter is confirmed by simultaneously obtained results from measurement of the quantity of blood flowing off from the rat kidney by the direct method.

A. M. Gorky Medical Institute,
Ministry of Public Health of the Ukrainian SSR, Donetsk

- Гуревич М. И., Соловьев А. И., Литовченко Л. П., Доломан Л. Б. Импедансная реоплетизмография.—Киев: Наук. думка, 1982.—176 с.
 - Левтov B. A., Mysaцikova C. C. Соотношение местных и общих сосудистых реакций в зависимости от интенсивности раздражения хеморецепторов тонкого кишечника // Физiol. журн. ССР.—1961.—47, № 12.—С. 1477—1483.
 - Полищук B. И., Терехова Л. Г. Техника и методика реографии и реоплетизмографии.—М.: Медицина, 1983.—176 с.
 - Савченко Н. Е., Сидоренко Г. И., Крылов В. Н. и др. Сравнительная оценка рео-нефрографии и радиоизотопной ренографии в диагностике некоторых заболеваний почек и гипертензивных состояний // Урология и нефрология.—1973.—№ 4.—С. 17—21.
 - Сидоренко Г. И. Реография: Импедансная плеизмография.—Минск: Беларусь, 1978.—160 с.
 - Сидоренко Г. И., Полонецкий Л. З., Крылов В. П. Реонефрография как метод оценки почечной гемодинамики // Терапевт. арх.—1974.—№ 7.—С. 113—118.
 - Сидоренко Г. И., Полонецкий Л. З., Новикова Р. А. Радиоэлектроника, физика и математика в биологии и медицине.—Новосибирск, 1971.—142 с.
 - Шеринев В. Г. Клиническая реография.—Киев: Здоров'я, 1977.—168 с.
 - Шумаков В. И., Онищенко Н. А., Кирлатовский В. М. Фармакологическая защита трансплантата.—М.: Медицина, 1983.—232 с.
 - Marcovitch S. E. International conference on bioelectrical impedance // Ann. N. Y. Acad. Sci.—1970.—170.—N 2.—P. 407—836.
 - Calaresu F. R., Stella A., Lanchetti A. Haemodynamics and renin release during stimulation of afferent renal nerves in the cat // J. Physiol.—1976.—225, N 3.—P. 687—700.
 - Champen B. J., Horn N. M., Robertson M. J. Renal blood-flow changes during renal nerve stimulation in rats treated with a-adrenergic and dopaminergic blockers // J. Physiol.—1982.—325, N 1.—P. 67—77.

Поступила 22.06.87

Донец. мед. ин-т им. А. М. Горького
М-ва здравоохранения УССР

УДК 612.172.173-08:578.088.78

Прибор для непрерывной регистрации температуры коронарной венозной крови

Л. А. Шер, А. И. Хомазюк, А. П. Нещерет

Работа сердца и метаболические процессы, происходящие в миокарде, сопровождаются выделением тепла [2]. В числе путей отвода тепла от сердца наибольшее значение имеет коронарный кровоток [3]. Отток венозной крови от сердца через коронарный синус составляет около 70 % тотального коронарного кровотока и при интенсивной работе сердца может достигать 90 %. При экстракорпоральной перфузии коронарных артерий постоянным объемом крови отток венозной крови, забираемой через катетер из коронарного синуса, поддается количественному учету [1]. Поэтому при регистрации температуры оттекающей через коронарный синус крови, артериальной крови, определении объема коронарного кровотока и работы сердца, потребления миокардом кислорода, субстратов и выделившейся углекислоты в условиях постоянного режима перфузии коронарных сосудов доля отвода тепла через коронарный синус остается постоянной, что дает возможность проводить анализ термодинамики физиологических и патологических реакций сердца. С этой целью нами разработаны специальная конструкция катетера с датчиком температуры, расположенным в потоке забираемой через него с постоян-

Физиол. журн. 1988, т. 34, № 4

114

ной скоростью крови, и туры коронарной веноз без вскрытия грудной п перфузии коронарных полостей сердца и непр условиях сохранения е кровообращения [1].

На рис. 1 представлена кривая регистрации течения

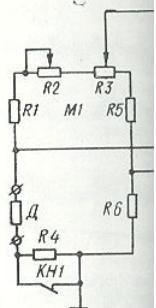


Рис. 1. Принципиальная эл.
коронарной венозной крови.
 $R_1 = R_8 = R_{10} = R_{11} = R_{12} = R_{14} = 10$ кО
 $R_7 = 1$ кОм, $R_9 = 62$ Ом, $R_{13} = 15$
 $= \text{KC107A}$, $\Delta = \text{МТ-54-М*}$, $Y_1 - Y$

щего из датчика температуры питания. В качестве каскадного микротерморезистора измерительным мостом типовой усилитель по операционных микросхем операционных усилителей имеет коэффициент усиления (150—1500) и коэффициент усиления линейного (сигналов помех) усиления единичное усиление выходного сигнала и коэффициент усиления низких помех. Ток, проходящий через резистор R_1 , равен 50 мА. Мощность радиатора определяет уменьшение температуры нагревом терморезистора R_1 в зависимости от выходной мощности. Установка нулевого сопротивления резисторов R_2 и R_3 в диапазоне изменения коэффициента усиления операционных усилителей определяет напряжение смещения настройки. Амплитуда напряжения смещения определяется резистором R_{15} . Для гистерезиса, определяемого устройством, усилитель KHI и эталонный мост на выходе усилителя определяют мощность усилителя, регистрирующие устройства и титрование. Прибор снабжен блоком питания, который обеспечивает питание сигнала при изменении напряжения прибора. Усилия прибора осуществляются в диапазоне от 0 до 1000 мВ.

Физиол. журн. 1988, т. 34

ной скоростью крови, и прибор для непрерывной регистрации температуры коронарной венозной крови. Исследования проводятся на собаках без вскрытия грудной полости при катетеризации и экстракорпоральной перфузии коронарных артерий, катетеризации коронарного синуса и полостей сердца и непрерывной регистрации кардио-и гемодинамики в условиях сохранения естественного дыхания, легочного и системного кровообращения [1].

На рис. 1 представлена принципиальная схема прибора для непрерывной регистрации температуры коронарной венозной крови, состоя-

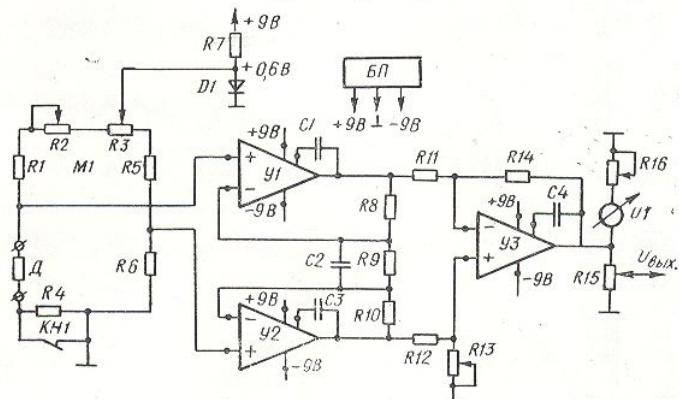


Рис. 1. Принципиальная электрическая схема прибора для регистрации температуры коронарной венозной крови.

$R_1=R_8=R_{10}=R_{11}=R_{12}=R_{14}=10 \text{ кОм}$, $R_2=1,5 \text{ кОм}$, $R_3=22 \text{ кОм}$, $R_4=10 \text{ Ом}$, $R_5=7,5 \text{ кОм}$, $R_6=4,3 \text{ кОм}$, $R_7=1 \text{ кОм}$, $R_9=62 \text{ Ом}$, $R_{13}=15 \text{ кОм}$, $R_{15}=470 \text{ Ом}$, $R_{16}=47 \text{ кОм}$, $C_3=C_4=4300 \text{ пФ}$, $C_2=5600 \text{ пФ}$, $D_1=\text{KCl}107\text{A}$, $D=\text{MT-54}\text{«M»}$, $U_1-U_3=\text{K284УД1А}$, $C_1=0,1 \text{ мкФ}$.

щего из датчика температуры, измерительного моста, усилителя и источника питания. В качестве датчика температуры применен полупроводниковый микротерморезистор МТ-54«М». Датчик температуры соединен с измерительным мостом M_1 , в одну из диагоналей которого включен типовой усилитель постоянного тока, содержащий три интегральных операционных микросхемы К284УД1А. Входной каскад состоит из двух операционных усилителей U_1 и U_2 , обеспечивающих большой коэффициент усиления (150—200) сигнала рассогласования моста и единичный коэффициент усиления синфазных сигналов, поступающих на вход усилителя (сигналов помех по входным цепям). Выходной каскад U_3 имеет единичное усиление и предназначен для получения однополюсного выходного сигнала и обеспечения дополнительного подавления синфазных помех. Ток, проходящий через датчик температуры, не превышает 50 мА. Мощность рассеяния на датчике — не более 5 мВт, что обеспечивает уменьшение погрешности измерения, вызываемой собственным нагревом терморезистора. Переменный резистор R_{13} позволяет балансировать выходной каскад U_3 для максимального подавления синфазных помех. Установка нуля моста осуществляется переменными резисторами R_2 и R_3 в диапазоне изменений сопротивления датчика. Применение операционных усилителей К284УД1А с малым температурным дрейфом напряжения смещения (не более 50 мВ/°С) обеспечивает стабильность настройки. Амплитуда выходного сигнала регулируется переменным резистором R_{15} . Для калибровки амплитуды выходного сигнала на регистрирующем устройстве в схему моста включены кнопочный переключатель $KH1$ и эталонный резистор R_4 . Для более точной балансировки моста на выходе усилителя включен стрелочный индикатор. Выходная мощность усилителя составляет 10 мВт, что позволяет использовать регистрирующие устройства и с малым, и с большим входным сопротивлением. Прибор обеспечивает достаточную линейность выходного сигнала при изменении температуры датчика от 30 до 40 °С. Питание прибора осуществляется двумя высокостабилизированными ($K_{ct}=4\,000$)

источниками постоянного тока напряжением ± 9 В. Пульсация источников питания составляет не более 20 мВ. Минимальный сдвиг температуры крови в коронарном синусе, регистрируемый с помощью прибора — 0,001 °C.

Один из вариантов изменений температуры крови, оттекающей от сердца через коронарный синус в реакциях кровообращения на острую ишемию миокарда, представлен на рис. 2. Повышение температуры оттекающей от сердца крови в данном эксперименте отражает уменьшение

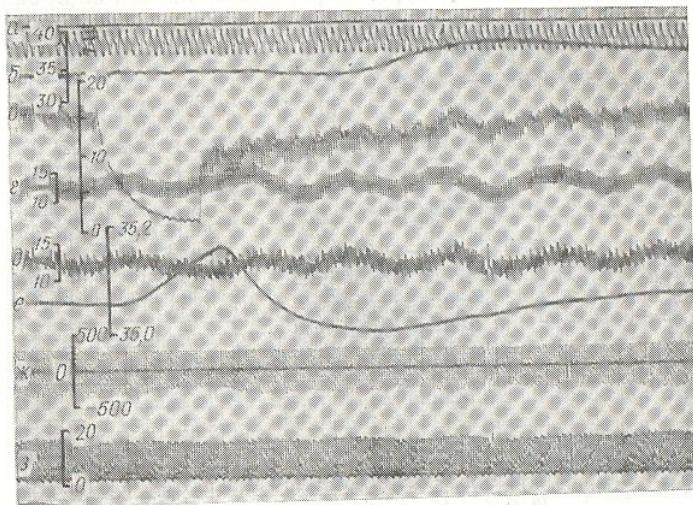


Рис. 2. Изменения кардиогемодинамических показателей и температуры коронарной венозной крови при прекращении и восстановлении перфузии коронарной артерии:
 а — отметка времени (1 с); б — дыхание; в — насыщение кислородом оттекающей от сердца крови, %; г — давление перфузии коронарной и бедренной артерий и д — артериальное давление, кПа; е — температура крови в коронарном синусе, °С; ж — скорость изменения давления в левом желудочке сердца, кПа/с; з — давление в левом желудочке сердца, кПа.

отвода тепла, обусловленное в основном выключением перфузии огибающей ветви левой коронарной артерии и уменьшением коронарного кровотока.

Настоящая статья посвящена описанию прибора для регистрации температуры оттекающей от сердца крови. Термодинамический анализ конкретных реакций сердца будет проведен в специальных публикациях.

1. Хомазюк А. И. Экстракорпоральная перфузия и резистография коронарных артерий у животных с интактной грудной клеткой // Патол. физиология и эксперим. терапия.— 1986.— № 2.— С. 74—77.
 2. Gibbs C. L. Cardiac energetics // Physiol. Rev.— 1978.— 58.— N 1.— P. 174—254.
 3. Elzinga G., Ten Velden G. H. M., Westerhof N. Temperature distribution and transport of heat in the canine myocardium // «Heart perfus., energ. and ischemia. proc. NATO adv. res. workshop microvasc., rheol. metabol. and heat transfer aspects» (Bonas 4—11 July 1982).— New York; London, 1983.— P. 577—593.

Киев. ин-т эндокринологии и обмена веществ
М-ва здравоохранения УССР

Поступила 28.07.87

Репензии

Эндокринная функция

Жила В. В., Кушнирук Ю.
Киев : Наук. думка, 1986.—168

Внедрение новых высокинформативных методов исследования в изучении логии почек во многом значительное и углубило представления о механизмах развития патофизиологических состояний в организме человека. Работа посвящена естественному физиологическому процессу — местному фиброзу, составляющему неотъемлемую часть инкрементальной деятельности. В работе представлены фундаментальные сведения об изученной функции почек, подтверждающие постоянство макро- и микробиологического русла и местный гомеостаз системы.

В первой главе «Анатомо-фактические особенности почек и мочевых путей» подробно освещены томическое строение и физиология почек в свете современных представлений о роли почек в поддержании регуляции артериального давления, поза и т. д. Особое внимание уделяется функции почек, их роль в ауторегуляции и поддержании гомеостаза. Авторы раскрывают специфофункциональное единство элементов почек, что весьма важно для понимания высокой функциональной способности системы в поддержании внутренней среды и осуществлении организма к различным воздействиям. Глава содержит обобщение имеющихся литературных и оригинальных результатов, возможность авторам выработанное понимание различных аспектов физиологии почек.

физиологии почек.

Вторая глава монографии «ческая способность и местный чек» раскрывает понятие и суд политической способности и местного стаза почек. Основываясь на ма- ственных исследований и данных авторы впервые описывают патологический процесс — местный нолиз почек и показывают его доказательства и устойчивые ро- и макроциркуляторного ре- тельно показана обусловленно фибринолиза инкрементной функции а также его взаимосвязь с по- вью и плазмоком, клубочков- цией, канальцевой секрецией и ей. В главе представлены дан- ных ферментативных процессов фибринолиза, его обусловлен-