

ало еще более выраженным, что составляет 180 % континентов коэффициента диффузии контрольными и получавшими животными статистически выведенный Do_2 в последней группе не превышал 103 %. Скорость возрастания коэффициента диффузии исходя из физических законов две причины изменения Do_2 — снижение сопротивления диффузии, которое повышается кинетически — меняются свойства самой среды. Для того, чтобы повысить температуру среды тела животных во всех случаях. Иными словами, из-за привычки коэффициента диффузии животных. Причину изменения коэффициента диффузии кислорода следует искать в рационе животных липидов и ненасыщенных жирных кислот. Структуру плазматических мембран из-за причин изменения со-

диффузии кислорода в живых организмах только диффузионно, но и в жидкости и цитоплазме. «Диффузия кислорода» в тканях целенаправленного перемещения кислорода, подразумеваемая участие в диффузии. Возрастание диффузии жирных кислот может быть обусловлено биологическими мембранами, но диффузия с биологическим обеспечением энергии. Не хватает для кислорода при диффузии жирных кислот — диффузии тканевых структур. Это создает возможность для коррекции явлений диффузии кислорода к тканям.

CONTENT FATTY ACIDS ON THE VASCULAR TISSUE

In the laboratory albino rats un- usually estimated by the method of current on the platinum electrode diffusion coefficients for groups of (M) vegetable fats in addition with the control group of animals. A reliable increase of the diffusion coefficient in unsaturated vegetable fats. Due to the large values of O_2 diffusion the effective coefficient of oxygen depending on the external actions.

1. Бергельсон Л. Д. Роль памяти липидов в слабых лиганд-рецепторных взаимодействиях // Всесоюзный биохимический съезд. — М.: Наука, 1985, т. 1. — С. 221—222.
2. Березовский В. А. Напряжение кислорода в тканях животных и человека. — Киев: Наук. думка, 1975. — 280 с.
3. Делимарский Ю. К., Скобец Е. М. Полярография на твердых электродах. — Киев: Техника, 1970. — 220 с.
4. Кольгофф И. М., Лингейн Д. Дж. Полярография. — М.: Гостехиздат, 1948. — 573 с.
5. Покровский А. А., Тутельян В. А. Лизосомы. — М.: Наука, 1976. — 382 с.
6. Bietschy J. M., Cotto Jr., Ontko J. A. Disturbances in lipid and lipoprotein metabolism. — New York: Plenum Publish. Company, 1978. — 303 p.
7. Erdmann W., Krell W. Measurement of diffusion parameters with noble metal electrodes // Oxygen transport to tissue — New York: Plenum Publish. Company, 1976. — P. 225—228.

Ин-т физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Поступила 25.03.86

УДК 613.6:612.172.2.08

Н. В. Макаренко, Г. Е. Трофимчук

УСТРОЙСТВО ВВОДА ВРЕМЕННЫХ ИНТЕРВАЛОВ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ ДЛЯ МИКРО-ЭЦВМ «ЭЛЕКТРОНИКА ДЗ-28»

Один из основных параметров, анализируемый в процессе физиологического эксперимента — длительность временных интервалов. Необходимое условие эффективной обработки данного параметра — прямой ввод его в ЭЦВМ с помощью специальных преобразователей, которые нередко отсутствуют. Широко применяемые в физиологическом эксперименте ЭЦВМ «Электроника ДЗ-28», «Электроника-100И» и другие машины не обеспечены стандартными преобразователями время — код и соответствующими программами ввода информации.

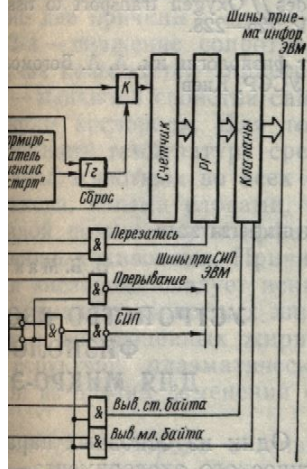
Создание периферийных устройств и программного обеспечения для машин — дело трудоемкое и длительное, но достоинства подобных машин (их доступность, достаточно хорошие технические характеристики, возможность их использования непосредственно в лабораторных установках и на объектах, в том числе и на подвижных) оправдывают такие разработки.

В Институте экспериментальной медицины АМН СССР (Ленинград) для автоматизированной системы управления состоянием мозга, реализованной на базе двух ЭЦВМ «Электроника-100И» был разработан специальный преобразователь время — код и программное обеспечение взаимодействия ЭЦВМ с периферийным устройством [1].

Мы разработали преобразователь время — код (ПВК) и соответствующую программу ввода информации для автоматизированного физиологического эксперимента на базе ЭЦВМ «Электроника ДЗ-28». Функциональная схема ПВК приведена на рис. 1. В качестве генератора опорной частоты (ГОЧ) может быть использован любой подходящий стандартный генератор. Мы применили термостатированный кварцевый генератор частотомера Ф571. Разрядность счетчика преобразователя — 12 двоичных разрядов. Обмен информацией происходит в асинхронном режиме по запросам ПВК. Преобразователь выполняет команду — чтение содержимого запоминающего регистра. Чтение осуществляется по адресу ПВК двухшаговой командой (два байта) INPS B2A2, которая принимает в ОЗУ (S9) байтов с начального адреса (R10) + (BD) при состоянии регистра УПР-B2A2. Время ожидания ответа ПУ (СИП) не ограничено. По окончании приема УПР ← 0, РС + 2. Второй байт этой команды — код адреса периферийного устройства. Так как ЭЦВМ «Электроника ДЗ-28» может ввести одновременно один байт информации, а разрядность выходной информации ПВК — 12, то

Измерение и ввод значений временных интервалов в ЭЦВМ происходит следующим образом (рис. 1). На вход ПВК подаются импульсы,

вводится в виде последовательности (ДША) реализован в виде и дающей на выходе логики сигналов на ее входах, т. В ДША могут быть «за-енных входов схемы совпа-интервалов в ЭЦВМ проис-д ПВК подаются импульсы,



ователя время — код.

измерению. По переднему мирователю сигнала «стоп» сом триггер (ТГ) устанавливает клапан (К), в результате ОЧ на вход счетчика (СЧ). мирователю сигнала «перезапись» импульс в случае логического ПВК на шинах управляемого СЧ в запоминающий ий 1 с выхода ДША поступает устанавливает его в режим ий вход D1 регистра постоянно, D4 — логические нули, логическую 1 в младший разряды, что вызывает е ввода в ЭЦВМ старшего уровню ВВ. При наличии езапись содержимого СЧ в лса «перезапись» формируеткий импульс, который у импульса «сброс» формируеткий импульс. Этим им-состояние и открывает К. е очередного временного влывает на шинах управле-0 на выходе ДША). Логич-д V2 сдвигового регистра иного кода в режим сдвига информации (VI) постоянно

присутствует уровень логического 0, поэтому в результате воздействия каждого ВВ на вход С1 сигнал логической 1 будет сдвигаться на один разряд. Кроме того, логический 0 на выходе ДША блокирует перезапись информации из СЧ в РГ и разрешает воздействие сигнала ВВ на ПВК. Одновременно с появлением логического 0 на выходе ДША ВВ также устанавливается в «0». Так как в младшем разряде сдвигового регистра импульсом «перезапись» записана логическая 1, то по уровню логического 0 ВВ ПВК устанавливает на шинах приема информации ЭЦВМ старший байт результата измерения и формирует СИП.

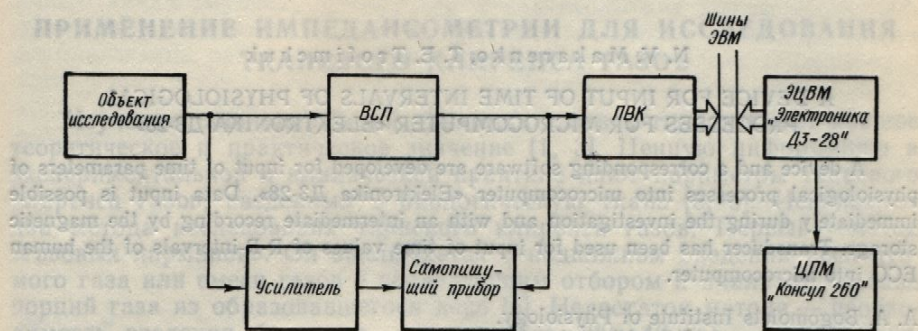


Рис. 2. Блок — схема системы для автоматизированной обработки R — R-интервалов ЭКГ.

ЭЦВМ вводит информацию и устанавливает ВВ в «1». По этому сигналу снимается СИП и информация с шин приема информации ЭЦВМ, сдвиговый регистр сдвигает логическую 1 на один разряд, разрешая ввод в ЭЦВМ младшего байта результата измерения по нулевому уровню ВВ, одновременно снимается сигнал прерывания. После окончания подготовки ЭЦВМ к приему очередного байта ВВ снова устанавливается в «0». По этому сигналу ПВК устанавливает на шинах приема информации ЭЦВМ младший байт и формирует СИП. ЭЦВМ вводит информацию и устанавливает ВВ в «1». В результате снимается СИП и информация с шин ЭЦВМ, сдвиговый регистр сдвигает логическую 1 еще на один разряд, что приводит к прекращению формирования СИП и, следовательно, к блокированию выполнения команды чтения содержимого запоминающего регистра. Одновременно снимается код адреса ПВК с шин управления ЭЦВМ. По очередному сигналу прерывания цикл ввода повторяется.

При использовании ПВК в эксперименте следует учесть, что он не имеет защиты информации в следующих случаях: 1-й — приход очередного сигнала «перезапись» до чтения ЭЦВМ предыдущего результата, 2-й — совпадение того же сигнала с моментом чтения информации.

На базе разработанного ПВК и программного обеспечения мы реализовали методики автоматизированной обработки R—R-интервалов ЭКГ. Обработка RR-интервалов может осуществляться как при непосредственном вводе их в ЭЦВМ, так и с промежуточной записью на магнитный накопитель.

Электрическая активность сердца отводится (рис. 2) с помощью дисковых электродов и подается на вход выделителя сигналов пульса (ВСП). С его помощью осуществляется усиление ЭКГ-сигнала, выделение его из различных артефактов и формирование прямоугольных импульсов, передний фронт которых совпадает по времени с R-зубцами ЭКГ. Импульсы с выхода ВСП поступают на вход ПВК, где происходит преобразование временных интервалов в цифровой код. По запросу ПВК ЭЦВМ осуществляет ввод и накопление значений R—R-интервалов, результаты обработки которых могут быть выведены на индикацию или на ЦПМ «Консул 260». Параллельно ЭКГ-сигнал, усиленный с помощью усилителя, и сигналы с выхода ВСП подаются на самопишущий прибор для визуального контроля.

Для обмена информацией между ЭЦВМ и ПВК и для ее обработки разработано программное обеспечение, которое включает следующие программы: 1-я — подготовка ввода и обработка массивов данных; 2-я — ввод данных в оперативное запоминающее устройство ЭЦВМ; 3-я — статистическая обработка массивов данных; 4-я — визуализация результатов статистической обработки; 5-я — визуализация памяти. Программы математической обработки экспериментального материала могут легко заменяться в зависимости от задачи исследования при неизменных программах ввода данных в ЭЦВМ.

N. V. Makarenko, T. E. Trofimchuk

A DEVICE FOR INPUT OF TIME INTERVALS OF PHYSIOLOGICAL PROCESSES FOR MICROCOMPUTER «ELEKTRONIKA ДЗ-28»

A device and a corresponding software are developed for input of time parameters of physiological processes into microcomputer «Elektronika ДЗ-28». Data input is possible immediately during the investigation and with an intermediate recording by the magnetic storage. Transducer has been used for input of time values of R-R-intervals of the human ECG into microcomputer.

A. A. Bogomolets Institute of Physiology,
Academy of Sciences of the Ukrainian SSR, Kiev

1. Данько С. Г., Каминский Ю. Л. Система технических средств нейрофизиологических исследований человека. — Л.: Наука, 1982. — 133 с.

Ин-т физиологии им. А. А. Богомольца Поступила 03.10.84
АН УССР, Киев

В работе описана система технических средств для ввода временных параметров физиологических процессов в микрокомпьютер «Электроника ДЗ-28». Система включает в себя датчик, преобразователь, микрокомпьютер и программное обеспечение. Датчик используется для измерения интервалов R-R на ЭКГ. Преобразователь преобразует аналоговый сигнал в цифровой. Микрокомпьютер обрабатывает данные и выводит результаты на экран. Программное обеспечение включает программы для ввода, обработки и визуализации данных. Система позволяет проводить исследования в реальном времени и с промежуточной записью на магнитный носитель. Датчик имеет высокую точность и надежность. Преобразователь обеспечивает надежную работу системы. Микрокомпьютер имеет достаточную мощность и скорость. Программное обеспечение легко модифицируется под конкретные задачи исследования.

ПРИМЕНЕНИЕ ИМПЕДАНСНОЙ ТЕХНИКИ

Изучение закономерностей газообмена в легких — одна из актуальных задач физиологии. Для этого необходимо использовать различные методы исследования. Одним из таких методов является измерение импеданса грудной клетки. Этот метод позволяет изучать динамику изменений объема легких во время дыхания. Он прост в применении и не требует специальных навыков. Результаты измерений можно использовать для диагностики различных заболеваний легких. Например, при астме импеданс грудной клетки будет снижен. При пневмонии он будет повышен. Таким образом, измерение импеданса грудной клетки — это простой и эффективный метод исследования функции легких.

Для устранения удушья при отеке легких необходимо использовать различные методы. Одним из таких методов является применение импедансной техники. Этот метод позволяет измерять объем крови в легких. Если объем крови увеличен, это свидетельствует об отеке легких. В этом случае необходимо срочно принять меры для его устранения. Например, можно использовать диуретики. Также можно использовать кислородную терапию. Важно помнить, что отек легких — это опасное состояние, которое требует немедленного вмешательства врача. Применение импедансной техники позволяет вовремя обнаружить отек и начать лечение.

Выбор частоты и амплитуды сигнала для измерения импеданса грудной клетки зависит от многих факторов. Например, от возраста пациента, от его состояния здоровья. Обычно для взрослых людей используются частоты в диапазоне 10-20 Гц и амплитуды в диапазоне 1-2 В. Для детей частоты должны быть ниже, а амплитуды — меньше. Важно также учитывать индивидуальные особенности каждого пациента. Поэтому перед измерением импеданса грудной клетки необходимо проконсультироваться с врачом.