

дополнительные исследования показали, что на поверхности синтезированных гидрофильных гелей адсорбируются из плазменного белка крови прежде всего альбумины. Количество адсорбированного фибриногена и других глобулинов незначительно. Возможно, этот эффект обусловлен ингибирующим влиянием гидрогелевой поверхности на активацию фибриназы и количественное образование фибрин-полимера. Модификация гидрофильных гелей гепарином повышает их тромборезистентные свойства.

Таким образом, гидрофильные гели на основе метилметакрилата и N-винилпирролидона обладают тромборезистентными свойствами, что позволяет использовать их для модификации поверхностей полимерных конструкций, где осуществляется непосредственный контакт с кровью.

ЛИТЕРАТУРА

1. Рутберг Р. А. — Лабор. дело, 1957, № 3, с. 7.
2. Туголуков В. Н. — Врач. дело, 1953, № 2, с. 151—154.
3. Чепуров А. К., Якунин Г. А. — В кн.: Моделирование, методы изучения и экспериментальная терапия патологических процессов. М., 1973, с. 114—116.
4. Чепуров А. К. Механизмы тромбообразования на полимерных материалах. Дис. докт. М., 1975.
5. Шестаков В. А. — Грудная хир., 1975, № 2, с. 41.
6. Breddin K. — Blut, 1968, Bd 18, S. 84—89.
7. Chandler A. — Lab. Invest., 1958, v. 7, p. 110—114.
8. Halpern B. D., Chend H., Kuo S. — In: Artificial Heart Program Conference. Ist. Washington, 1969, p. 87—96.
9. Hoffman A. S., Schmer G. et al. — Trans. Am. Soc. Artif. intern. Organs, 1972, v. 18, p. 10—15.
10. Homsy C. A. — J. Biomed. Mat. Res., 1970, v. 4, p. 341.
11. Marbet R., Winterstein A. — Ärztl. Forsch., 1955, Bd 9, S. 1—4.
12. Merill F., Salzman F. et al. — Polymer Preprint, 1972, v. 13, p. 511—517.
13. Mochi N., Cascone A. — Progr. méd. (Paris), 1958, v. 14, p. 40—43.
14. Ratner B. D. et al. — Biomat. Med. Dev. Artif. Organs, 1975, v. 3, p. 115.
15. Salzman E. — Blood, 1971, v. 38, p. 509—523.

Поступила 18/V 1979 г.

THROMBORESISTANT PROPERTIES OF HYDROPHILIC GELS

A. K. Chepurov, Z. M. Belomestnaya, I. A. Donetsky, G. V. Tsidvintseva

Institute of Organ and Tissue Transplantation, Ministry of Public Health of the USSR, Moscow

Thromboresistant properties of hydrophilic gels prepared on the basis of copolymers of nitrogen-containing heterocyclic vinyl compounds with vinyl monomers have been investigated. Hydrophilic gels prevent fibrinogen adsorption, activation of procoagulants and adhesion of platelets. Hydrogel surfaces possess selective tropism for plasma albumin. It is believed that the thromboresistant effect of the hydrophilic gels is consequent on the competitive action of plasma albumin. Modification of the gels leads to the improvement of their thromboresistant properties.

УДК 612.172.4:577.3

Ключевые слова: электрокардиография; физическая модель.

Б. М. Цукерман, М. В. Кон, В. Ф. Портни Р. А. Вышегородская

БИОФИЗИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ СЕРДЦЕ — ТЕЛО

Отдел физиологии (зав. — проф. Л. Л. Шик) Института хирургии им. А. В. Вишневского (дир. — акад. АМН СССР проф. М. И. Кузин) АМН СССР, Москва

Представлена акад. АМН СССР М. И. Кузиным

Особенности геометрической формы грудной клетки животных и ее большие отличия от груди клетки человека сильно ограничивают возможность трактовки ЭКГ, полученных в эксперименте в интересах клинической электрокардиографии. В истории электрокардиографии известна ошибка, связанная с неосторожным перенесением в клиническую практику электрокардиографических симптомов блокады ножек пучка Гиса, полученных в опытах на собаках [3]. Она привела к тому, что более 10 лет просуществовало неправильное представление об электрокардиографической симптоматике этих нарушений проведения. Причиной ошибки явилось различие формы грудной клетки собаки и человека. Это было доказано при производстве опыта Эппингера на изолированном перфузируемом сердце собаки, погруженном в грудную клетку труп человека взамен извлеченного сердца [5].

Попытки окружить сердце животного объемом проводником, имеющим форму тела человека, и принимались уже давно. Однако использование тела человека как модели тела человека имеет ряд существенных недостатков и связано с большими организационными трудностями. Более целесообразно использовать искусственные модели сердца, представляющие собой полый сосуд в форме торса человека, заполненный электролитом и имеющий определенные по грудной клетке электроды электрокардиографических отведений. Такие модели использовали для исследования свойств электрокардиографических отведений, вводя в них электрический диполь [2, 4, 6, 7], и биологические эксперименты [8].

Описываемая модель сердце — тело представляется собой полый слепок с торса взрослого мужчины естественной конституции, заполнявшийся раствором NaCl, в который погружали изолированное перфузируемое сердце крупной собаки массой 35 кг (рис. 1, А). Изоляцию и перфузию модели производили по методике [1]. Чтобы при использовании модели можно было проводить параллельно с ЭКГ человека, изолированное сердце животного располагали в модели торса так же, как сердце человека расположено в грудной клетке. Для сконструировано специальное приспособление

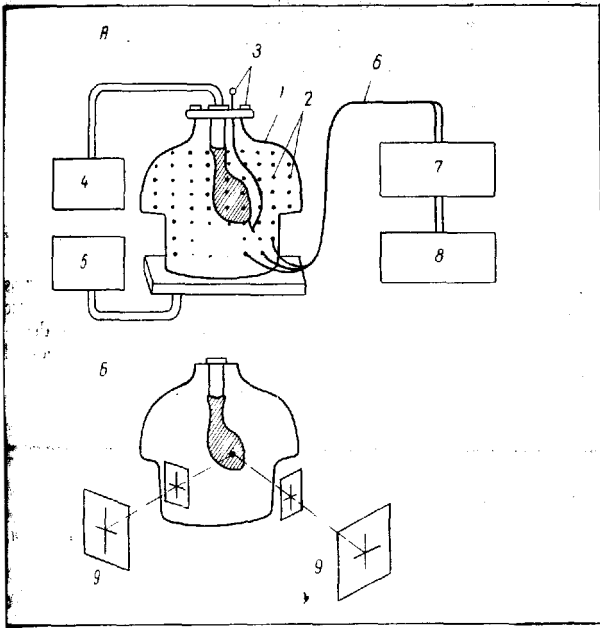


Рис. 1. Биофизическая модель сердце — тело.

А — блок-схема установки, Б — способ локализации изолированного сердца животного в биофизической модели торса человека; 1 — модель торса, заполненная гипотоническим раствором NaCl; 2 — отводящие электроды; 3 — координатное устройство; 4 — аппарат искусственного кровообращения; 5 — термостат; 6 — кабель электрокардиографических отведений; 7 — коммутатор отведений; 8 — электрокардиограф; 9 — прицельное устройство. Изолировано изолированное сердце собаки в искусственном перитонеуме из токопроводящей резиновой пленки.

Иде двух предварительно настроенных прицелов, находящихся под углом друг к другу. Сердце животного устанавливали таким образом, чтобы оптическая ось каждого прицела проходила через геометрический центр желудочков (рис. 1, Б). Для перемещения сердца и его фиксации в выбранном положении предусмотрено координатное устройство, позволяющее перемещать сердце в направлениях: вверх — вниз, вправо — влево и вперед — назад. Кроме того, имеется возможность поворотов сердца вокруг его продольной оси, а также во фронтальной и сагиттальной плоскостях тела. Сердце ориентируют таким образом, чтобы передняя его поверхность была обращена к передней поверхности грудной клетки. Точной установки сердца достигались путем небольших угловых смещений его вокруг продольной оси таким образом, чтобы передняя зона прекардиальных ЭКГ располагалась в отведениях V_{2-3} (0° на рис. 2).

При использовании в качестве объемного проводника физиологического раствора потенциалы сердца, отводимые от электродов, оказываются очень маленькими и анализ зарегистрированных на электрокардиографе кривых практически невозможен. Это происходит в результате шунтирования токов для сердца низким сопротивлением раствора (удельное сопротивление около $55 \text{ Ом}\cdot\text{см}$). Для увеличения амплитуды отводимых сигналов ЭКГ можно уменьшить проводимость раствора, значительно снизив концентрацию электролита. Однако

при этом падает и осмотическая концентрация раствора, что приводит к отеку и повреждению миокарда.

С целью увеличения отводимой разности потенциалов, а также предотвращения повреждения и гибели изолированного сердца, мы разработали следующую методику: полую модель торса с вмонтированными в нее отводящими электродами заполняют раствором с очень низкой концентрацией ионов. В этот раствор погружают изолированное перфузируемое сердце собаки, на которое для предотвращения повреждения предварительно надевают плотно облегающий его мешок из токопроводящей резиновой пленки. Пленка изготовлена из латекса, в который для того, чтобы она стала электропроводной, введен тонкодисперсный уголь. Так как пленка и окружающий сердце раствор имеют удельное сопротивление одного порядка, наличие пленки не вносит существенных изменений в величину регистрируемых потенциалов. Зато электрическое сопротивление раствора, заполняющего модель торса, оказывает на их величину очень большое влияние (рис. 3). Амплитуда отводимой ЭКГ максимальна при наибольшем сопротивлении раствора (дистиллированная вода). При этом, однако, нередко имеет место значительная наводка пере-

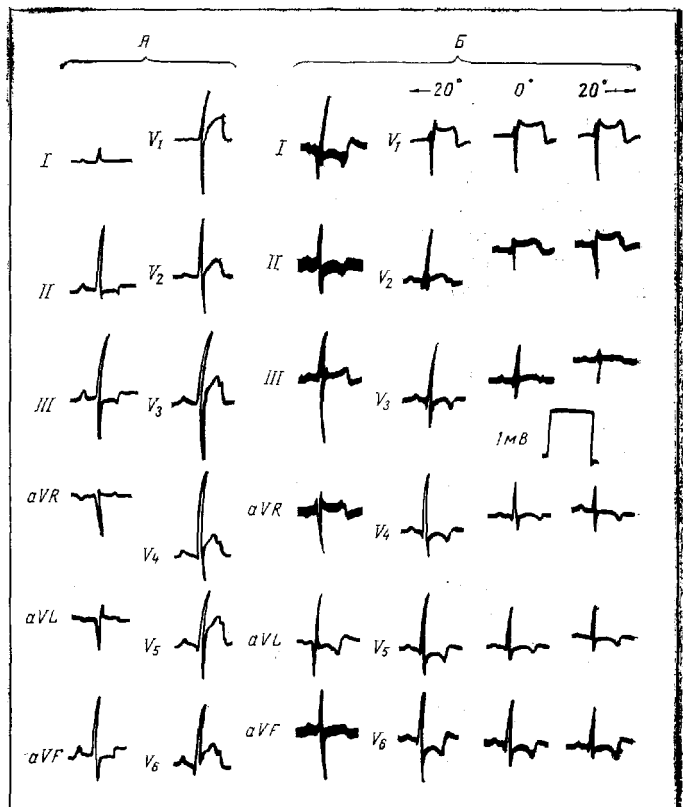


Рис. 2. Влияние геометрических особенностей объемного проводника на вид ЭКГ.

А — ЭКГ собаки массой 27 кг под морфинно-тиопенталовым наркозом в положении лежа на спине; Б — отведение от электродов модели торса человека. Стрелки указывают направления поворотов изолированного сердца вокруг длинной оси по часовой стрелке и против нее.

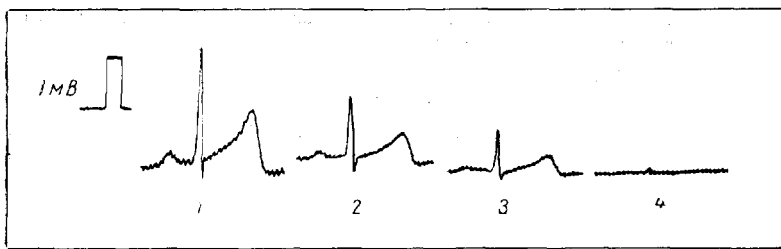


Рис. 3. Амплитуда ЭКГ при разной концентрации раствора NaCl, заполняющего модель торса человека.

В модель погружено изолированное сердце собаки массой 34 кг. Электрокардиографическое отведение V_5 . 1 — дистиллированная вода, 2 — 0,004%, 3 — 0,008%, 4 — 0,45% концентрация NaCl.

менного тока. Увеличение концентрации NaCl быстро приводит к уменьшению отводимого сигнала, который при заполнении модели физиологическим раствором (0,9 % NaCl) становится едва различимым даже при максимальном усилении электрокардиографа. Оптимальной оказалась концентрация раствора NaCl 0,01—0,04%, так как при этом ЭКГ, отводимая от модели, наиболее близка по амплитуде к ЭКГ человека в одноименных отведениях.

Влияние геометрических особенностей объемного проводника на вид ЭКГ иллюстрирует рис. 2, на котором приведена ЭКГ, полученная у собаки (А) и от модели (Б) в 12 общепринятых отведениях. На рисунке видно, что перенос сердца из грудной клетки собаки в модель торса человека приводит к изменению направления электрической оси QRS во фронтальной плоскости, появлению отчетливой переходной зоны в грудных отведениях, изменению формулы QRS, положения и конфигурации сегмента ST, формы и знака зубца T. При этом сходство с ЭКГ человека существенно увеличивается.

Предполагается, что описанная модель может быть использована при решении вопросов, связанных с топографическим распределением изменений ЭКГ в разных отведениях при преднамеренно вызываемых повреждениях и изменениях состояния сердца.

ЛИТЕРАТУРА

1. Портной В. Ф. — Экспер. хир., 1974, № 5, с. 7.
 2. Barber D., Fischman E. — Nature, 1961, v. 192, p. 141.
 3. Eppinger H. — Z. klin. Med., 1910, Bd 71, S. 157.
 4. Frank E. — Circulation, 1956, v. 13, p. 737.
 5. Kountz F., Prinzmetal M. — Am. Heart J., 1935, v. 10, p. 605.
 6. McFee R., Parungao A. — Ibid, 1961, v. 62, p. 93.
 7. Schmitt O., Simonson E. — Arch. intern. Med., 1955, v. 96 p. 574.
 8. Yamada K. et al. — Jap. Heart J., 1966, v. 7, p. 331.
- Поступила 6/X 1978 г.

BIOPHYSICAL MODEL HEART—BODY

V. M. Tsukerman, M. V. Kon, V. F. Portnoy, R. A. Vyshegorodskaya

A. V. Vishnevsky Institute of Surgery, Academy of Medical Sciences of the USSR, Moscow

A biophysical model heart — body designed for experimental electrocardiographic investigations is described. The model consists of an isolated perfused dog heart immersed in a liquid volumetrical conductor filling the vessel in the

form of a human torso with implanted electrodes for vari ECG leads. The volumetrical conductor presents a hypot NaCl solution. In order to prevent heart damage by the lution, use is made of an artificial pericardium manufact from current conductive rubber film.

УДК 612.823.5.015.3

Ключевые слова: синапсомы; валиноми трансмембранный потенциал; флуоресцентный зонд.

Е. В. Никушкин, И. М. Антонинов, Р. Н. Гл

ПРИМЕНЕНИЕ ФЛЮОРЕСЦЕНТНОГО ЗОНДА 1-АНИЛИНОНАФТАЛИН-8-СУЛЬФОНАТА ДИЗУЧЕНИЯ ТРАНСМЕМБРАННОГО ПОТЕНЦИАЛА СИНАПСОМ

Лаборатория общей патологии нервной системы (за член-корреспондент АМН СССР проф. Г. Н. Крыжский) Института общей патологии и патологической зоологии АМН СССР, Москва

Представлена акад. АМН СССР С. Е. Севериным

Синапсомы сохраняют метаболические, осмотические, секреторные и другие свойства интактных нервных окончаний [2], а также трансмембранный потенциал (ТМП), приближенный к K^+ -диффузионному потенциалу [4, 7, 9]. Последнее свойство являющееся одним из наиболее важных признаков жизнеспособности ткани, можно использовать для оценки нативности получаемых препаратов синапсом.

Небольшой размер синапсом (диаметр ≈ 1 мкм [2]) не позволяет регистрировать ТМП частиц с помощью метода микроэлектродов. С этой целью в последние годы используется метод флуоресцентных зондов [4], адекватность которого продемонстрирована на гигантском аксоне калибра [5, 6]. Было установлено, что интенсивность флуоресценции ($I_{фл}$) зондов группы карбоцианов зависит от величины градиента K^+ на мембране и от величины константы скорости проникновения K^+ через мембрану (P_{K^+}) [4, 10]. Имея потенциально чувствительный зонд, проверить сохранение мембраны синапсом градиента K^+ (наличия ТМП без предварительной, достаточно трудоемкой калибровки $I_{фл}$ зонда наиболее просто и адекватно можно двумя способами: 1) добавить к препарату синапсом определенное количество KCl, что уменьшит отношение $[K^+]_o/[K^+]_i$, снизит ТМП