

для использования в операционных, палатах интенсивной терапии, кардиологических учреждениях.

Организовано производство нескольких моделей ультразвуковых кардиографов и других ультразвуковых диагностических приборов, начат серийный выпуск новых моделей ультразвуковых терапевтических аппаратов. Организовано производство лазерных установок для применения в хирургии и офтальмологии.

Серийно производятся наборы инструментов для микрохирургии, наборы новых стоматологических инструментов и новые стоматологические установки, а также много других изделий для использования в различных областях медицины.

В 1980 г. должно быть освоено еще около 200 наименований новых изделий медицинской техники для нужд здравоохранения.

В выполнении этих задач большая роль отводится коллективам научно-производственных объединений, предприятий и организаций, входящих в объединения «Союзмедприбор», «Союзмединструмент» и «Союзмедполимерстекло» Министерства медицинской промышленности.

Для решения поставленных задач на всех предприятиях медицинской промышленности необходимо еще шире развернуть социалистическое соревнование, использовать все возможности для достижения высокой производительности труда, внедрения новых технологических процессов в производство, неуклонно повышать ее технический уровень, надежность, долговечность, усилить борьбу за высокую эффективность производства и качество работы.

Отмечая День медицинского работника, советский народ выражает свое уважение к людям, которые стоят на страже самого дорогого, что есть у человека, — его здоровья. Забота об охране здоровья народа с первых дней существования Советского государства провозглашена одной из важнейших задач. Полнее ставить на службу охраны здоровья советских людей научно-технический потенциал страны — важная государственная задача.

Все работники здравоохранения и медицинской промышленности примут необходимые меры для успешного претворения в жизнь решений партии, правительства и выполнения заданий и планов 1980 г. — года ударной работы, работы по-ленински.

---

## ИССЛЕДОВАНИЯ, КОНСТРУИРОВАНИЕ И ТЕХНОЛОГИЯ

---

УДК 615.472:616.12-089.28-77:621.3.035.2

*Ю. Ю. Бредикис, П. П. Стирбис, А. С. Думчюс, Р. П. Ветейкис,  
И. Ю. Скучас, В. И. Королев, П. Ф. Ярмилко*

### **К ВОПРОСУ ОПТИМИЗАЦИИ ГЕОМЕТРИЧЕСКОЙ ФОРМЫ И ПЛОЩАДИ КОНТАКТНОЙ ПОВЕРХНОСТИ ЭНДОКАРДИАЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ**

Каунасский медицинский институт, Специальное конструкторское бюро кабельной промышленности, Каменец-Подольский

Одно из наиболее часто встречающихся осложнений при постоянной эндокардиальной электрической стимуляции сердца — дислокация электрода, которая наблюдается в 8,8—23,8% случаев [1—3].

Проблема надежной фиксации электрода в эндокарде изучалась в разных направлениях. Создание в конце электрода силиконовой манжетки или конусного наконечника позволило уменьшить число дислокаций до 4,5—7% [4, 5].

С целью исключения дислокаций электрода разработаны новые электроды с фиксирующими устройствами [6, 7]. Эти электроды предназначены главным образом для стимуляции предсердий или значительно расширенных желудочков сердца. Однако при их длительном использовании часто наблюдается повышение порогового раздражения до такой степени, что электрокардиостимулятор не способен вызвать распространенную волну возбуждения [7], и кроме того, были все же отмечены одиночные дислокации электродов [8]. Фиксация такого электрода в стенке сердца иногда требует нескольких попыток. Известны усиковые электроды Шмидта [9] и крючкообразные электроды, предложенные Ирнихом [10], преимуществом которых является возможность введения их без направляющего катетера. При их применении определенные трудности представляет фиксация электродов в стенке предсердия. Если крючки слишком длинные, то появляется опасность прободения стенки и, наоборот, если они короткие, — электрод фиксируется ненадежно. В Советском Союзе был предложен крючкообразный электрод с дистанционным управлением [11], однако еще не накоплен клинический опыт его применения.

Для миокардиальной стимуляции фирмой «Медтроник» предложен штопорообразный электрод, который фиксируется в миокарде без применения швов. В определенной степени это стимулировало разработку нового поколения эндокардиальных электродов штопорообразного типа. Фирма «Витатрон» предложила, в частности, ввинчиваемый электрод «Хелификс», который был опробован на экспериментальных животных, на больных [12—14] и оказался менее травматичным, чем указанный электрод фирмы «Медтроник». Заслуживает внимания катетер — электрод [15], фиксирующей частью которого является раздуваемый между трабекулами эндокарда баллончик. Пока нельзя дать окончательную оценку перечисленным электродам, так как слишком коротки сроки их клинического применения.

При имплантации электрокардиостимулятора наиболее важным является увеличение времени его функционирования. Среди основных направлений изучения возможностей экономии электростимуляционной энергии важнейшим является уменьшение потери энергии в контакте электрод — ткань и в связи с этим выбор соответствующей площади контактной поверхности электрода, а также ее геометрической формы [10, 16, 17].

Наши исследования по оптимизации электродов были направлены на выбор конструкции электродов, обеспечивающей надежную первичную фиксацию в эндокарде и снижение расхода электроэнергии путем создания определенной геометрической формы контактной поверхности.

Разработка электрода, который создавал бы достаточно высокую напряженность электрического поля и одновременно обеспечивал бы надежную фиксацию, оказалась сложной задачей. Сначала с целью улучшения фиксационных свойств были сконструированы электроды, имеющие манжетки, что позволило уменьшить процент дислокаций (см. таблицу). Затем было разработано 3 оригинальных электрода. Первый, многогранный, электрод, имеющий от 6 до 20 ребер, позволил повысить напряженность электрического поля. Площадь его контактной поверхности 24 мм<sup>2</sup>. Один из вариантов этого электрода показан на рис. 1.

Дислокации электродов различной конструкции

Тип электрода	Число электродов	% дислокаций
Обычный электрод <sup>1</sup>	49	12,2
Электрод с манжеткой	210	4,28
Крючкообразный электрод <sup>2</sup>	48	2,08
Расщепленный электрод	8	—
Серповидный электрод	63	—

<sup>1</sup> Обычный электрод имел ровную поверхность стимулирующей головки и не обладал никакими приспособлениями для фиксации.

<sup>2</sup> Крючкообразный электрод фирмы «Биотроник».

На основе данных морфологических исследований создан электрод с расщепленной контактной головкой (рис. 2, а), который фиксируется путем прорастания соединительной ткани в межпроволочные щели. Контактная часть, имеющая диаметр 4,5 мм, в полости сердца приобретает эллипсоидную форму в результате изгиба пучка тонких проволок, соединенных на верхушке. Диаметр проволоочки 0,25 мм, площадь контактной поверхности 17,8 мм<sup>2</sup>.

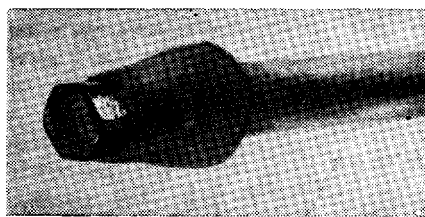


Рис. 1. Многогранный эндокардиальный электрод.

Оригинальным является и электрод с фиксирующим устройством, названный нами серповидным [18]. Контактная часть электрода имеет два заостренных серпа, смещенных на 180° один относительно другого (рис. 2, б). Длина рукоятки серпа 0,7 мм, что ограничивает глубину проникновения серповидных элементов в стенку предсердия или желудочка. Изгиб серпов не выходит за пределы диаметра электрода, который равен 2,5 мм. Площадь контактной поверхности электрода 10,4 мм<sup>2</sup>. Электрод изготовлен из специального сплава марки 40 КХ27МНТА.

С целью установления значений пороговых раздражений производилась электрическая стимуляция на полосках миокарда (2×2 см) в условиях, приближенных к живому организму. Для этого использовался оксигенированный раствор Тирода при температуре 37 °С, рН 7,4 и рО<sub>2</sub> 500 мм рт. ст. Скорость перфузии 20 мл/мин. При монополярной эндокардиальной электрической стимуляции с помощью электростимулятора типа ЭСЛ-2 определяли пороговые напряжения U, ток I и заряд Q одиночного порогового электрического импульса (последний необходим для оценки расхода энергии электрокардиостимулятора [10], он рассчитывался интегрированием импульса тока).

Изучение пороговых значений напряжения и тока на изолированных полосках миокарда показало, что для электродов с малой площадью контактной поверхности (серповидный, крючкообразный, расщепленный) зависимость пороговых напряжений и тока от длительности импульса была меньше выражена, чем для иногда применяемых полушаровых и цилиндрических электродов. Например, для серповидного электрода уменьшение длительности импульса от 2,0 до 0,25 мс приводит к повышению порогового напряжения от 320±23 до 510±47 мВ, т. е. на 60%; одновременно такое же уменьшение длительности импульса для полушаровых электродов (площадь контактной поверхности 24 мм<sup>2</sup>) приводит к повышению порогового напряжения от 630±135 до 1544±286 мВ, т. е. на 145% (рис. 3).

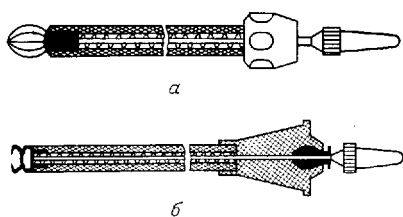


Рис. 2. Расщепленный (а) и серповидный (б) электроды.

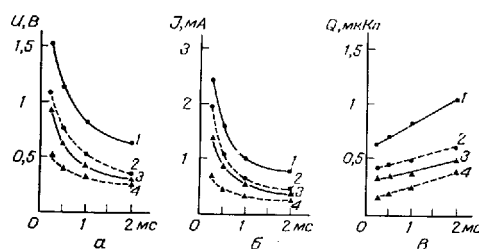


Рис. 3. Пороговые значения напряжения (а), тока (б) и заряда (в) для эндокардиальных электродов при разных длительностях стимулирующего импульса.

По оси абсцисс — длительность стимулирующего импульса (в мс).  
 1 — полушаровой электрод; 2 — цилиндрический электрод; 3 — многогранный электрод; 4 — серповидный электрод. Площадь контактирующей поверхности серповидного электрода 10,4 мм<sup>2</sup>, а остальных электродов 24 мм<sup>2</sup>.

Многогранные электроды оказались более эффективными, чем полушаровые и цилиндрические с одинаковой площадью контактирующей поверхности (см. рис. 3). Например, при длительности импульса 0,25 мс пороговый заряд для полушарового электрода равен  $0,62 \pm 0,15$  мкКл, а для многогранного электрода при той же длительности импульса —  $0,31 \pm 0,04$  мкКл. Полушаровые и цилиндрические электроды с площадью контактной поверхности от 11 до 20 мм<sup>2</sup> оказались менее эффективными, чем расщепленные, серповидные и крючкообразные электроды при такой же площади контактной поверхности и длительности импульса 0,25 мс.

Для более широкого клинического применения мы выбрали серповидный электрод, обладающий рядом преимуществ: надежная фиксация в эндокарде, малая площадь контактной поверхности, минимальные величины порогового раздражения. В отношении потребления электроэнергии серповидный электрод похож на многогранный.

Методика введения серповидного электрода довольно проста. Электрод вводится в просвет направляющего катетера (на 2—3 мм не доходя до конца). Первоначальная форма направляющего катетера зависит от места введения — правое предсердие или правый желудочек. Еще до введения в просвет вены свободный конец электрода в направляющем катетере поворачивают на 4—5 оборотов (до тех пор пока контактный конец с серповидными элементами не начнет двигаться). В дальнейшем направляющий катетер с электродом по общепринятой методике вводится в сердце через наружную или внутреннюю яремную вену. Под рентгеновским контролем устанавливается оптимальное положение конца электрода, после чего он выталкивается из направляющего катетера и поворачивается на 180°. Убедившись в надежной фиксации, удаляют направляющий катетер. Если положение электрода является неудовлетворительным, необходимо повернуть его на 4—5 оборотов против часовой стрелки. Повторная фиксация электрода осуществляется вышеописанным способом без удаления электрода из сердца.

Первоначальные пороговые величины напряжения и тока для серповидного электрода составляли в среднем 0,5 В и 0,42 мА.

В нашей клинике серповидный электрод применялся в 63 случаях (35 электродов введено в предсердную и 28 — в желудочковую позицию). В течение последних 2 лет не наблюдалось случаев дислокации.

В соответствии с данными Ирниха и с нашими результатами для электродов с малой площадью контактной поверхности зависимость пороговых значений напряжения и тока от длительности импульса менее выражена, чем для электродов с большой площадью контактной поверхности. Что касается влияния на энергетические параметры геометрической формы электрода, то исследования показали, что плотность тока на поверхности электрода наивысшая в тех местах, где наиболее остро выражен изгиб поверхности электрода [16, 17].

Низкие энергетические пороговые значения получены нами при исследовании серповидного электрода. Необходимо накапливать данные об изменениях электрических параметров при длительном применении электродов, когда контактную часть покрывает соединительная ткань.

В настоящее время налажено серийное производство серповидного электрода и реализуется возможность более широкого его применения, в частности и для стимуляции предсердий. Благодаря надежности первичной фиксации серповидного электрода большим после операции с первого дня не нужен постельный режим, избегаются повторные операции, связанные с дислокацией, что дает и определенный экономический эффект.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Bette L., Doenecke P., Rettig G. et al. — In: *Advances in Pacemaker Technology*. Ed. M. Schaldach, S. Furman. New York, 1975, p. 75—90.
2. Kalmar P., von Bally K., Bleese N. et al. — *Ibid.*, p. 153—174.
3. Bilitch M. — *Ibid.*, p. 91—97.
4. Wende U., Schaldach M. — *Dtsch. med. Wschr.*, 1970, Bd 40, S. 2026—2031.
5. Parsonnet V. — In: *Cardiac Pacing*. Ed. H. J. Th. Thalen Assen, 1973, p. 41—48.
6. Schaldach M., Franke O. — *Acta Medico Technica*, 1969, v. 17, p. 2—9.

7. *Irnich W.* — In: *Advances in Pacemaker Technology*. Ed. M. Schaldach, S. Furman. New York, 1975, p. 241—251.
8. *Rosenkranz K. A.* — Ibid., p. 503—529.
9. *Braun K., Schmitt G.* — In: *Cardiac Pacing*. Ed. H. J. Th. Thalen Assen, 1973, p. 279—281.
10. *Irnich W.* *Elektrotherapie des Herzens: physiologische und biotechnische Aspekte*. Berlin, 1976.
11. *Трубкин В. Н., Григоров С. С.* — А. с. 476877 (СССР).
12. *Timmis G. C., Gordon S., Helland J.* — In: *International Symposium on Cardiac Pacing*. 5-th. Abstracts of Free Communications. Tokyo, 1976, p. 14—15.
13. *Togawa T., Suma K., Fujimori Y.* et al. — Ibid., p. 15.
14. *Bisping H. J., Rupp M.* — Ibid., p. 17.
15. *Harper R., Sloman G., Mond G.* et al. — In: *Cardiac Pacing*. Ed. Y. Watanabe. Amsterdam, 1977, p. 548—553.
16. *Furman S., Hurzeler P., Parker B.* — *J. surg. Res.*, 1975, v. 19, p. 149—154.
17. *Thalen H. J. Th.* — In: *Pacemaker Colloquium. Proceedings*. Ed. J. Norman, A. Rickards. Arnhem, 1975, p. 39—48.
18. *Сольц В. П., Шариков В. И., Королев В. И.* и др. — А. с. 521349, (СССР).

Поступила 9/IV 1979 г.

ON OPTIMIZATION OF ENDOCARDIAL ELECTRODES' GEOMETRY AND CONTACT-SURFACE AREA. Yu. Yu. Bredikis, P. P. Stirbis, A. S. Dumchyus, R. P. Veteikis, I. Yu. Skuchas, V. I. Korolev, P. F. Yarmilko

**S u m m a r y.** Endocardial electrodes of original construction are described: with polyhedral head, with split contact head and crescent-shaped one. These electrodes proved to be more efficient than that with spherical or cylindrical contact head with equal contact area. The crescent-shaped electrode underwent clinical trial on 63 patients. During 2 years after implantation no dislocation of these electrodes were noted.

УДК 616.12-089.28-77:621.3.035.2]-073.97

*А. И. Шереметев, С. С. Григоров*

### **ОЦЕНКА ПРИГОДНОСТИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА, ОТВОДИМОГО ОТ ЭНДОКАРДА ПРАВОГО ЖЕЛУДОЧКА, ДЛЯ УПРАВЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРОМ**

Московский инженерно-физический институт, Всесоюзный кардиологический научный центр АМН СССР, Москва

Для лечения ряда расстройств ритма сердечной деятельности более физиологичными являются биоуправляемые кардиостимуляторы [1]. Наибольшее распространение получили биоуправляемые кардиостимуляторы R-запрещающего типа (типа «деманд»), которые управляются электрокардиосигналом, поступающим от электродов, используемых одновременно и для стимуляции. При обычно применяемой монополярной эндокардиальной стимуляции активный электрод контактирует с эндокардом правого желудочка, а индифферентный электрод большой площади располагается подкожно на груди пациента.

Для уверенного запуска кардиостимулятора необходимо, чтобы амплитуда запускающего электрокардиосигнала была не менее 2 мВ, а скорость его изменения — не менее 0,5 В/с.

В статье излагаются результаты измерения параметров электрокардиосигналов, оценивается соответствие полученных параметров требуемым.

Запись электрокардиосигналов производилась с 23 больных: в 12 острых случаях (8 мужчин в возрасте от 61 года до 68 лет и 4 женщины в возрасте 63—66 лет) и в 11 хронических (5 мужчин в возрасте 62—74 лет и 6 женщин в возрасте 44—82 лет). Острым считался случай первичного введения электрода или если электрод был поставлен не более чем за 5 дней до записи, а на ЭКГ, присутствовал характерный для острого случая подъем сегмента ST [2, 3]. Хроническим считался случай, когда электрод был введен не менее чем за 30 дней до записи. Во всех случаях наблюдались естественные (без стимуляции) сокращения сердца. Все записи были сделаны при униполярном отведении. В качестве активного электрода, контак-