

ON THE POSSIBLE DEPENDENCE OF ANTIFIBRILLATORY ACTION OF INDERAL IN EXPERIMENTAL MYOCARDIAL INFARCTION ON ITS INFLUENCE ON THE REDOX PROCESSES AND ON THE BLOOD SUPPLY OF THE HEART

B. M. Shargorodsky, I. A. Kats

Summary

Intravenous administration of inderal in the dose of 1 mg/kg to anaesthetized dogs 15 minutes prior to ligation of the anterior descending branch of the left coronary artery in its middle third prevented ventricular fibrillation in all the experiments. In control experiments, without inderal, ligation of the coronary artery led to ventricular fibrillation in 60% of cases. Injection of inderal caused drop of PO_2 in the intact myocardium without changes of the redox potential. Ligation of the coronary artery 15 minutes after injection of inderal produced less marked decreases of both of the above indices, and more pronounced opening of the inter and intracoronary anastomoses in the ischaemic focus than in the experiments where inderal had not been used. Data obtained permit to correlate antifibrillatory action of inderal to the fact that it reduces upset of the redox balance supervening in the ischaemic focus after occlusion of the coronary artery. This according to the authors leads to less pronounced changes of ionic metabolism and electrophysiological processes in the heart, which determine ultimately the development of arrhythmias.

УДК 615.844.015.3:616.12

В. П. Поляков

РАСЧЕТ ПАРАМЕТРОВ ПАРНОЙ СТИМУЛЯЦИИ СЕРДЦА

Клиника факультетской хирургии (зав. — проф. Г. Л. Ратнер) Куйбышевского медицинского института им. Д. И. Ульянова

Поступила 6/IV 1972 г.

Парная стимуляция преследует основную цель — замедление пульса в результате чередования полноценных сердечных сокращений с гемодинамически неэффективными экстрасистолами. Для этого к сердцу периодически подаются вдвоенные импульсы электрического тока надпороговой величины. Первый импульс является водителем ритма, второй вызывает только деполяризацию. Между импульсами в паре и между парами импульсов должны быть определенные интервалы, от которых и зависит гемодинамический эффект.

Со времени появления первых публикаций по экспериментальному применению парных стимулов [9, 13] прошло около 10 лет, однако клиническое применение метода пока ограничено. Навязать устойчивый искусственный ритм нужной частоты, эмпирически подбирая параметры стимуляции, в эксперименте и клинике удается не всегда.

В литературе имеются отдельные указания на продолжительность интервала между стимулами, которую предлагают приравнивать к продолжительности отрезка $Q—T$ исходного ритма [1, 7], или величину $Q—T$ в области частоты, равной удвоенной частоте парной стимуляции [6].

По мнению Ю. А. Власова и соавт. [5], искусственный ритм можно навязать в том случае, когда общая величина рефрактерного периода от парных импульсов будет больше величины сдвига по фазе. При этом разница между рефрактерным периодом парных импульсов и полупериодом собственного ритма должна превышать предел колебаний между сердечными циклами.

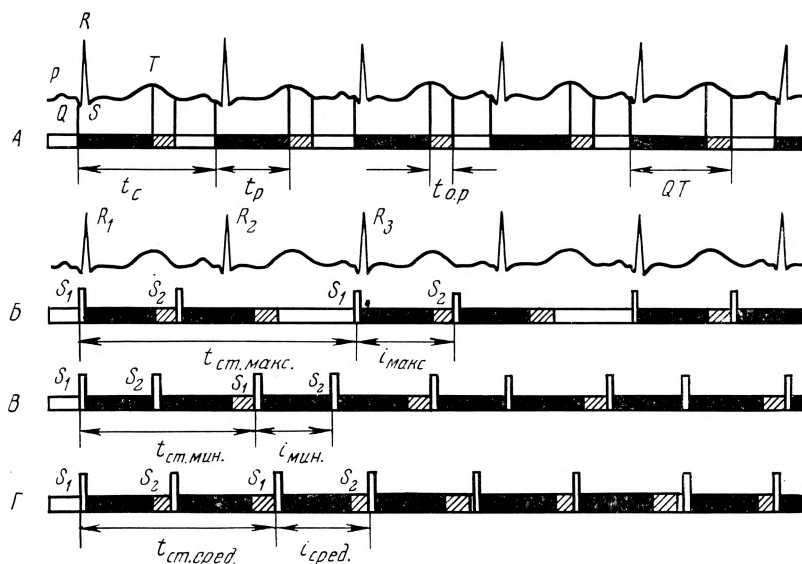
В отношении пределов возможного замедления ритма известно, что верхняя граница достигает 50% исходных величин, а иногда даже 56% [9], нижняя четко не установлена. Неясна взаимозависимость частоты стимуляции и интервала между импульсами в паре.

В настоящей работе мы попытались, учитывая фазовую структуру сердечного цикла, определить возможность навязывания оптимального ритма, а также рассчитать пределы и параметры стимуляции.

Материал и методы

Анализу были подвергнуты данные 70 экспериментов на животных и 57 случаев клинического применения парных импульсов.

Прежде всего, рассчитав длительность отрезка $Q-T$ на ЭКГ до и сразу же после прекращения парной стимуляции, мы нашли, что изменения его соответствовали длительности сердечного цикла. Это свидетельствует, что сами по себе парные импульсы, вероятно, не оказывают заметного влияния на продолжительность рефрактерного периода сердечной мышцы, так как связь последнего с синусовым ритмом в дальнейшем не нарушается. Правда, имеются указания на некоторое укорочение рефрактерного периода, возникающее вслед за преждевременным возбуждением [10], но это укорочение невелико и компенсируется во времени происходящим при этом замедлением скорости проведения возбуждения в миокарде [3].



Варианты парной стимуляции (схема).

Объяснения в тексте.

Таким образом, можно считать, что при парной стимуляции (по крайней мере вначале) рефрактерный период после искусственных деполяризаций, вызванных стимулами, будет равен рефрактерному периоду при исходном синусовом ритме.

Чтобы упорядочить дальнейшие расчеты, примем условные обозначения. Обозначим буквой t с соответствующими индексами время различных периодов сердечного цикла и стимуляции: t_c — период собственного ритма, соответствующий расстоянию $R-R$ на ЭКГ. При аритмии он будет максимальным и минимальным; t_p — эффективный рефрактерный период. В него включается и «уязвимый» период, на который не должны попадать импульсы. Длительность t — от начала комплекса QRS до середины (вершины) зубца T ; t_0 — относительный рефрактерный период, продолжительность которого соответствует продолжительности половины зубца T — от вершины до окончания; t_{cT} — период стимуляции — расстояние между двумя одноименными импульсами в парах S_1-S_1 ; i — интервал между импульсами в паре S_1-S_2 (см. рисунок, А, Б, В).

Рассмотрим вначале возможности желудочковой стимуляции при правильном синусовом ритме. Для удобства расчета за начало стимуляции примем начало комплекса QRS , поскольку и при несинхронизированной стимуляции первый импульс попадает на начало этого комплекса в течение максимум 50 сердечных циклов.

В таком случае второй импульс пары должен быть нанесен не ранее окончания периода эффективной рефрактерности (иначе он не вызовет ответа), но и не позднее окончания периода относительной рефрактерности (иначе он вызовет не только деполяризацию, но и внеочередное сердечное сокращение [17]). Таким образом, колебания интервала должны быть ограничены периодом относительной рефрактерности:

$$t_p < i < t_p + t_0. \quad (1)$$

При необходимости длительность интервала может быть увеличена по сравнению с расчетной на 30—60 мсек, но при этом нередко возникает трехчленный ритм, свидетельствующий о появлении отчетливого, хотя и гемодинамически неэффективного (изообъемного), сердечного сокращения в ответ на второй импульс. Возможность такого удлинения интервала в упомянутых пределах тем больше, чем реже исходный ритм.

Чтобы добиться урежения темпа сердечных сокращений, $t_{ст}$ должен быть больше t_c . Для этого продолжительность двух следующих друг за другом периодов рефрактерности, оставленных парой импульсов, должна превысить продолжительность t и, таким образом, нейтрализовать следующий комплекс QRS (см. рисунок, Б, В):

$$2t_p + t_o.p > t_c, \quad (2)$$

тогда основное условие возможности устойчивого искусственного замедления сердечного темпа при помощи парной стимуляции получит следующее выражение: $2Q-T > R-R$.

При несоблюдении этого условия деполяризующий импульс будет вызывать интерполированную экстрасистолу, и оптимальный ритм не навяжется.

Допустим далее, что первый период синусового ритма блокирован парными импульсами (см. рисунок, Б, В). Нанесение следующего импульса следует сделать до прихода третьего по счету комплекса QRS или в крайнем случае вместе с ним. Последний, наиболее крайний, вариант и составит максимальный период стимуляции, когда $t_{ст} = 2t_c$, т. е. урежение достигнет 50% исходного (см. рисунок, Б).

Минимальный период стимуляции не может быть короче двух следующих друг за другом рефрактерных периодов. Но если нанести раздражение сразу по окончании второго рефрактерного периода, то получится эффект дальнейшего замедления — tripple pulse simulation [8], поэтому необходимо выждать время полного восстановления возбудимости и сократимости, т. е.

$$t_{ст\ мин} = 2t_p + t_o.p.$$

Таким образом, пределы стимуляции будут выражаться формулой:

$$2t_p + t_o.p \leq t < 2t_c. \quad (3)$$

Несоответствие периода стимуляции с периодом собственного ритма должно приводить периодически к попаданию естественного возбуждения в указанный промежуток и нарушению стимуляции. При относительно редких исходных частотах это так и бывает, при частых же ритмах корректирующую роль играет атрио-вентрикулярная задержка синусовых возбуждений. Искусственные стимулы возбуждают не только желудочки, но ретроградно доходят и до атрио-вентрикулярного узла [2, 12], рефрактерный период которого больше, чем у желудочков [10], и еще больше удлиняется под влиянием частой стимуляции [11]. Приходящий в этот период синусовый импульс полностью блокируется или проходит с задержкой.

Можно предположить, что при очень частых ритмах парная стимуляция вызывает временную полную атрио-вентрикулярную блокаду. Только этим удастся объяснить достигаемое иногда (именно при большой частоте) замедление, превышающее 50% исходного.

При относительно редких исходных частотах (менее 130 ударов в минуту) атрио-вентрикулярная задержка на фоне большей длительности периода стимуляции становится недостаточной, поэтому довести замедление до максимальных пределов обычно не удастся. Стимуляция и при точном половинном замедлении в таких случаях идет с периодическими сбоями. Это зависит от естественного разброса интервалов синусового ритма, который при уменьшении тахикардии становится более выраженным [4].

Результаты и их обсуждение

При синусовой тахикардии свыше 140 ударов в минуту можно, установив среднее значение интервала (формула 1), начинать парную стимуляцию с любой частоты в допустимых пределах (формула 3). При более редком исходном ритме целесообразно начинать замедление с периода стимуляции, близкого к минимальному, и постепенно увеличивать его до желаемого или максимально возможного.

При пароксизмальной тахикардии также рассчитываются параметры стимуляции. Учитывая большое количество возбуждений, поступающих при этом к сердцу из естественного и искусственного источников, для уменьшения риска фибрилляции стимуляцию следует начинать сразу с максимального замедления.

Парная стимуляция при мерцательной аритмии имеет особенности. Прежде всего это зависит от изменчивости сердечного цикла. Основное условие замедления ($2Q-T > R-R$) при аритмии нередко нарушается. Устойчивого урежения темпа при аритмии можно добиться лишь при условии $2Q-T > R-R_{\max}$, в противном случае замедление будет зависеть от соотношения количества длинных и коротких сердечных циклов. Атрио-

вентрикулярная задержка собственных возбуждений, возникающая в результате парной стимуляции, при мерцательной аритмии, видимо, играет большую роль, учитывая «неполноценность» возбуждений от фибриллирующих предсердий. Это подтверждается хорошей устойчивостью искусственного ритма при исходной тахикардии свыше 140 ударов в минуту.

Интервал между стимулами при парной стимуляции на фоне мерцательной аритмии мы рассчитываем по формуле 1, так как измерения, произведенные у наших больных, показали, что длительность отрезка $Q-T$ в коротких и длинных сердечных циклах при аритмии отличается незначительно. Если же при измерении выявится различие в продолжительности $Q-T$, для определения интервала следует брать наибольшее значение этого отрезка.

Стимуляцию при аритмии с исходной частотой ниже 140 ударов в минуту следует начинать с небольшого замедления, приближаясь постепенно к нужному. При необходимости для достижения большего урежения можно удлинить интервал между стимулами до максимума (трехкратный ритм). При мерцательной аритмии такой прием оправдан, так как при этом достигаются две основные задачи — подавление аритмии и урежение темпа сердечных сокращений.

Следует сказать, что мы никогда не пользуемся в клинике минимально короткими интервалами между стимулами, которые наносятся вплотную к «уязвимому» периоду; кроме того, короткий интервал способствует развитию электролитных сдвигов [14, 16].

Многообразие и сложность взаимосвязи электрических и механических процессов в сердце позволяют нам предложить приведенные выше расчеты как ориентировочные. Дальнейшее накопление опыта и детальное изучение вопроса, несомненно, внесут в них свои коррективы.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бабский Е. Б., Ровнов А. С., Ульянинский Л. С. и др. Кардиология, 1968, № 3, с. 104. — 2. Бабский Е. Б., Ульянинский Л. С. Электрическая стимуляция сердца. М., 1961, с. 98. — 3. Бабский Е. А., Донских Е. А. Докл. АН СССР, 1963, т. 150, № 2, с. 424. — 4. Баевский Р. М. В кн.: Математические методы анализа сердечного ритма. М., 1968, с. 9. — 5. Власов Ю. А., Печкарский В. В., Бессонов А. М. Кардиология, 1968, № 10, с. 25. — 6. Наследков В. Н. В кн.: Электрическая стимуляция и дефибрилляция сердца. Каунас, 1969, с. 93. — 7. Савельев В. С., Савчук Б. Д. Кардиология, 1968, № 3, с. 111. — 8. Bayley T. J., Lightwood R., Lancet, 1966, v. 1, p. 235. — 9. Chardack W. M., Gage A. A., Dean D. C., Am. J. Cardiol., 1964, v. 14, p. 374. — 10. Han J., Moe G. K., Am. J. Physiol., 1969, v. 217, p. 106. — 11. Hoffman B. F., Cranefield P. F., Electrophysiology of the Heart. New York, 1960, p. 208. — 12. Katz L. N., Bull. N. Y. Acad. Med., 1965, v. 41, p. 428. — 13. Lopez J. F., Edelist A., Katz L. N., Circulation, 1963, v. 28, p. 759. — 14. Mansfield P. B., McDonald R. H., Bull. N. Y. Acad. Med., 1965, v. 41, p. 700. — 15. Mendez C., Gruhzit C. C., Moe G. K., Am. J. Physiol., 1956, v. 184, p. 287. — 16. Sarnoff S. J., Gilmore J. P., Daggett W. M. et al. Bull. N. Y. Acad. Med., 1965, v. 41, p. 602. — 17. Siebens A. A., Hoffman B. F., Cranefield P. F. et al. Am. J. Physiol., 1959, v. 197, p. 971.

CALCULATION OF PARAMETERS OF PAIRED STIMULATION

V. P. Polyakov

Summary

Summarizing data of 70 experiments on animals and his clinical experience with paired stimulation in 57 patients the author concludes that the main condition of possibility of stable deceleration of the rhythm is the relation $2Q-T > R$. The paper gives theoretically reinforced and practically confirmed formulas of calculation of parameters of paired stimulation for different types of tachycardia and arrhythmia.