

продолжительной фибрилляции, так как у животных, проживших сутки и двое суток после дефибрилляции, клетки субэпикардиального и субэндокардиального слоев имеют нормальное строение. У животных, которые подверглись действию электрического тока без последующей фибрилляции, и у животных, забитых хлороформом, изменения в указанных слоях не были найдены. Это позволяет предполагать, что описанные своеобразные изменения характерны для состояния фибрилляции желудочков.

Механизмы этого типа повреждений нам не ясны. Возможно, здесь играют роль механические факторы, действующие особенно сильно в пограничных слоях стенок сердца.

ЛИТЕРАТУРА

Семенова Л. А. Докл. АН СССР, 1965, т. 162, № 5, с. 1175.—Она же. Рки.: Бисэнергетика и биологическая спектрофотометрия. М., 1967, с. 291.—Фролов В. А., Кобозев В. М., Абндер А. А. и др. Арх. пат., 1966, в. 3, с. 51.—Целларус Ю. Г. Там же, 1967, в. 1, с. 34.—Целларус Ю. Г., Семенова Л. А. Изв. Сибирск. отд. АН СССР, № 4. Серия биол.-мед. наук, 1965, в. 1, с. 125.—Они же. Арх. пат., 1966, в. 1, с. 44.—Hummond G. F., J. A. M. A., 1959, v. 170, p. 471.

MORPHOLOGICAL MANIFESTATIONS OF EXPERIMENTAL VENTRICULAR FIBRILLATION OF THE HEART

L. A. Semenova, R. A. Martynuk, Yu. G. Tsellarius

Summary

In order to study the state of the myocardial contractile apparatus in ventricular fibrillation the authors staged experiments on 33 rabbits. By means of methods of polarization and phase-contrast microscopy in myocardial cells the authors revealed two types of changes of myofibrils: in all rabbits who have sustained ventricular fibrillation the myocardium manifests focal changes in muscle cells of the contracture type, analogous with those described in metabolic injuries of the myocardium and, besides, in rabbits succumbed or sacrificed during fibrillation, in the subepicardial and subendocardial layers of the myocardium there are noted changes of a special type. These changes are manifested by the disappearance of normal striation of myofibrils and formation of lumps of anisotropic substance in a negative Schick reaction of the cytoplasm and absence of changes in the nuclei. In animals who have sustained defibrillation there are no changes in these layers, this enabling to suppose the reversibility of these alterations.

УДК 616.12-008.318-085.842

ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ РАЗМЕРОВ И РАСПОЛОЖЕНИЯ ТРАНСТОРАКАЛЬНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

Б. М. Цукерман, Л. И. Титомир

Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Институт проблем передачи информации АН СССР, Москва

Поступила 21/VI 1967 г.

При электроимпульсном лечении аритмий для восстановления нормального ритма в сердце на короткое время создают электрическое поле высокой интенсивности. Это поле, раздражая возбудимые элементы во всех точках сердца, вызывает их синхронизацию, т. е. приводит в единое функциональное состояние. Во избежание возможного повреждения сердца или кожи под электродами ток, протекающий через тело, должен быть минимальным. Следовательно, поле разрядного тока должно быть достаточно равномерным в области сердца, а доля тока, протекающего через область сердца,— возможно большей.

Важнейшими факторами, определяющими форму электрического поля внутри грудной клетки человека при дефибрилляции, являются конструкция (размеры, форма) и способ наложения на тело электродов дефибриллятора. Влияние на распределение плотности тока величины электродов, налагаемых непосредственно на сердце, было показано в работе Peleška, который в опытах на модели сердца установил, что увеличение размеров электродов позволяет получить большую равномерность поля в сердечной мышце. При трансторакальной дефибрилляции характер электрического поля в области сердца зависит как от размеров, так и от расположения электродов дефибриллятора на грудной клетке больного. Косвенные свидетельства этого были получены в наших исследованиях и в работах Lown, в которых электроды размещали на поверхности грудной клетки по-разному.

Таким образом, исследование электрического поля в теле человека при разных размерах электродов и разном их расположении является актуальным. Решение этой задачи позволило бы выбрать такой вариант размеров и положения электродов, при котором наиболее полно удовлетворяются указанные выше требования к электрическому полю при дефибрилляции.

Методика

Измерение поля тока в опытах на животных, а тем более в клинических условиях чрезвычайно трудно, если вообще возможно. Поэтому нами был поставлен эксперимент на электрофизической модели торса человека. Как показано ранее (Н. Л. Гурвич), с достаточной для наших целей точностью можно считать, что во время прохождения разрядного тока тело обладает свойствами чисто активного проводника; следовательно, в каждый момент времени электрическое поле в тканях тела можно рассматривать как поле постоянного тока. Для измерения этого поля был использован сосуд из диэлектрического гидрофобного материала, представляющий собой слепок торса взрослого мужчины нормостенической конституции. К внутренней поверхности модели прикрепляли электроды дефибриллятора, изготовленные из тонкой латунной фольги, и полость модели, повторяющую очертания поверхности торса человека, заливали жидким электролитом. Масса электролита, целиком заполнявшая сосуд, являлась гомогенным вариантом модели тела человека как объемного проводника. Для учета неоднородности электрической проводимости тела во втором (гетерогенном) варианте модели были предусмотрены искусственные легкие из поролона, которые занимали внутри модели такое же положение, как легкие в грудной клетке человека. Удельная проводимость поролона, пропитанного электролитом, была приблизительно в 6 раз ниже, чем окружающего его электролита, т. е. соблюдалось соотношение между удельными проводимостями легких и сердца, близкое к реальному (Rush с соавторами).

Чтобы ошибки измерений, связанные с поляризацией электродов, свести до крайне малых значений, к электродам дефибриллятора подводили синусоидальное напряжение с частотой 80 гц от звукового генератора ЗГ-10. При данной частоте модель сохраняла свойство активного проводника. При всех измерениях удельная проводимость электролита оставалась одинаковой, а действующее значение тока поддерживали равным 1 ма (это допустимо потому, что искомые характеристики поля тока не зависят от вида тока и абсолютной величины удельной проводимости объемного проводника, а определяются лишь его геометрической структурой и соотношением между удельными проводимостями различных его участков).

Потенциал поля в области сердца измеряли при помощи подвижного точечного электрода-щупа, относительно неподвижного электрода,

установленного внутри модели на значительном удалении от области сердца. Для перемещения щупа и точной его установки в заданную точку применяли специальное координатное устройство с 3 степенями свободы. Разность потенциалов между электродом-щупом и неподвижным электродом подавали на вход усилителя УБП1-02, а затем, после усиления, — в измерительный прибор, снабженный узкополосным фильтром (с резонансной частотой 80 гц) для подавления помех. Схема экспериментальной установки приведена на рис. 1.

При измерениях использовали прямоугольную систему координат xyz , жестко связанную с анатомическими ориентирами тела. Оси x и z этой системы лежат в трансверсальной плоскости, проходящей по V ребру у края грудины, а начало координат совпадает с центром трансверсального сечения тела. Ось x направлена влево, ось y — к ногам, ось z — назад. В качестве геометрического центра сердца была выбрана точка C , имеющая координаты $x_c=0,2 b$; $y_c=0$; $z_c=-0,3 b$, где b — половина поперечного размера торса в плоскости xz . Геометрические соотношения в трансверсальной плоскости торса показаны на рис. 2.

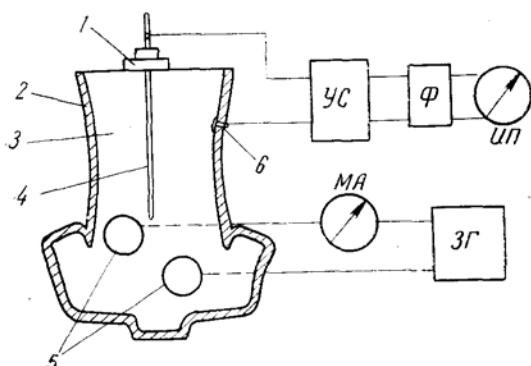


Рис. 1. Схема экспериментальной установки для определения характеристик поля разрядного тока.

1 — устройство для установки электрода-щупа в заданную точку поля; 2 — оболочка модели торса человека; 3 — электрод-щуп; 4 — подвижный отводящий электрод-щуп; 5 — электроды дефибриллятора; 6 — неподвижный отводящий электрод; ЗГ — звуковой генератор; МА — миллиамперметр; УС — усилитель; Ф — фильтр; ИП — измерительный прибор.

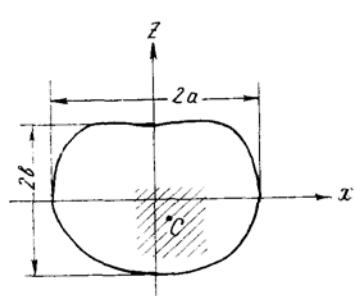


Рис. 2. Трансверсальное сечение торса на уровне V ребра у края грудины. Ось y перпендикулярна к плоскости рисунка. Исследованная область заштрихована.

$a = 155 \text{ мм}$; $b = 105 \text{ мм}$.

Измерения выполнены в 729 точках, которые были размещены в кубической области, ограниченной плоскостями, параллельными координатным плоскостям. Центр этой области совпадал с принятым центром сердца, а интервал между точками измерения составлял по осям координат $0,1 b$. По измеренным значениям потенциала были вычислены его приращения на интервале $0,1 b$ по направлениям, параллельным осям координат. Эти приращения Δu_x , Δu_y и Δu_z , приблизительно равные компонентам градиента потенциала, были определены для 125 точек, выбранных из общего числа точек измерения и разделенных удвоенным интервалом $0,2 b$ (т. е. точки измерения брали через одну вдоль осей координат). Градиент потенциала в каждой точке (модуль которого приближенно вычисляли по формуле: $\Delta u = \sqrt{\Delta u_x^2 + \Delta u_y^2 + \Delta u_z^2}$) равен отношению плотности тока в этой точке к удельной проводимости среды.

Поскольку во всех точках исследуемой области и во всех опытах величина удельной проводимости была одной и той же, для описания соотношений между плотностями тока можно было пользоваться непосредственно значениями градиента потенциала.

Кроме значений градиента потенциала, в каждой точке области сердца были также вычислены средние значения градиента потенциала по объему сердца: $\frac{\sum \Delta u}{n}$, где Δu — модуль градиента потенциала в данной точке, n — количество точек измерения. Эта величина пропорциональна средней плотности тока по объему сердца.

Все указанные величины были определены на обоих описанных видах модели (гомогенной и гетерогенной) для следующих 3 вариантов размеров и расположения электродов дефибриллятора:

1. Электроды диаметром 120 мм в переднезаднем расположении: один — в левой подключичной области, другой — в области угла левой лопатки.

2. Те же электроды в переднебоковом расположении (Lown): один — в правой подключичной области, другой — в области верхушки сердца.

3. Электроды диаметром 35 мм в переднезаднем расположении.

Результаты

Чтобы охарактеризовать степень разброса значений плотности тока по объему сердца при пропускании тока через электроды дефибриллятора, для всех 6 вариантов эксперимента были построены гистограммы (рис. 3), отражающие распределение относительной плотности тока в 117 точках, равномерно размещенных в области сердца (из 125 основных расчетных точек было исключено 8 точек, соответствующих вершинам куба, который ограничивает область расположения сердца). За единицу была принята плотность тока в центре сердца.

Для получения наглядного представления о топографических особенностях распределения плотности тока в сердце, которые не отражены гистограммами, построены специальные диаграммы распределения плотности тока в 3 взаимно перпендикулярных плоскостях, проходящих через центр сердца и параллельных координатным плоскостям. Такие диаграммы во фронтальной, сагиттальной и трансверсальной плоскостях, полученные при опытах на модели с «легкими», изображены на рис. 4. Площади затемненных кружков на диаграмме пропорциональны плотности тока в данных точках. За эталон, как и при построении гистограмм, принята плотность тока в центре сердца.

Средние значения градиента потенциала по объему сердца, которые, как указывалось выше, были рассчитаны для каждого варианта эксперимента, позволили вычислить относительные величины полного тока, проходящего через электроды дефибриллятора, которые в каждом из вариантов опыта обеспечивали бы одинаковую среднюю плотность тока по объему сердца. За единицу была принята величина тока в опыте на модели с «легкими» при электродах диаметром 120 мм в переднезаднем расположении. В этом варианте эксперимента для создания определенной средней плотности тока по объему сердца требуется наименьший разрядный ток дефибриллятора. Результаты последнего расчета представлены в таблице.

Обсуждение результатов

Из гистограмм, которые дают обобщенную характеристику неравномерности плотности тока по объему сердца (см. рис. 3), видно, что при всех изученных вариантах размеров и расположения электродов

имеется значительный разброс значений плотности тока в области сердца. В опытах с малыми электродами различия в плотности тока достигают 30-кратной величины, для больших электродов эти различия оказались в несколько раз меньше, причем оба варианта расположения

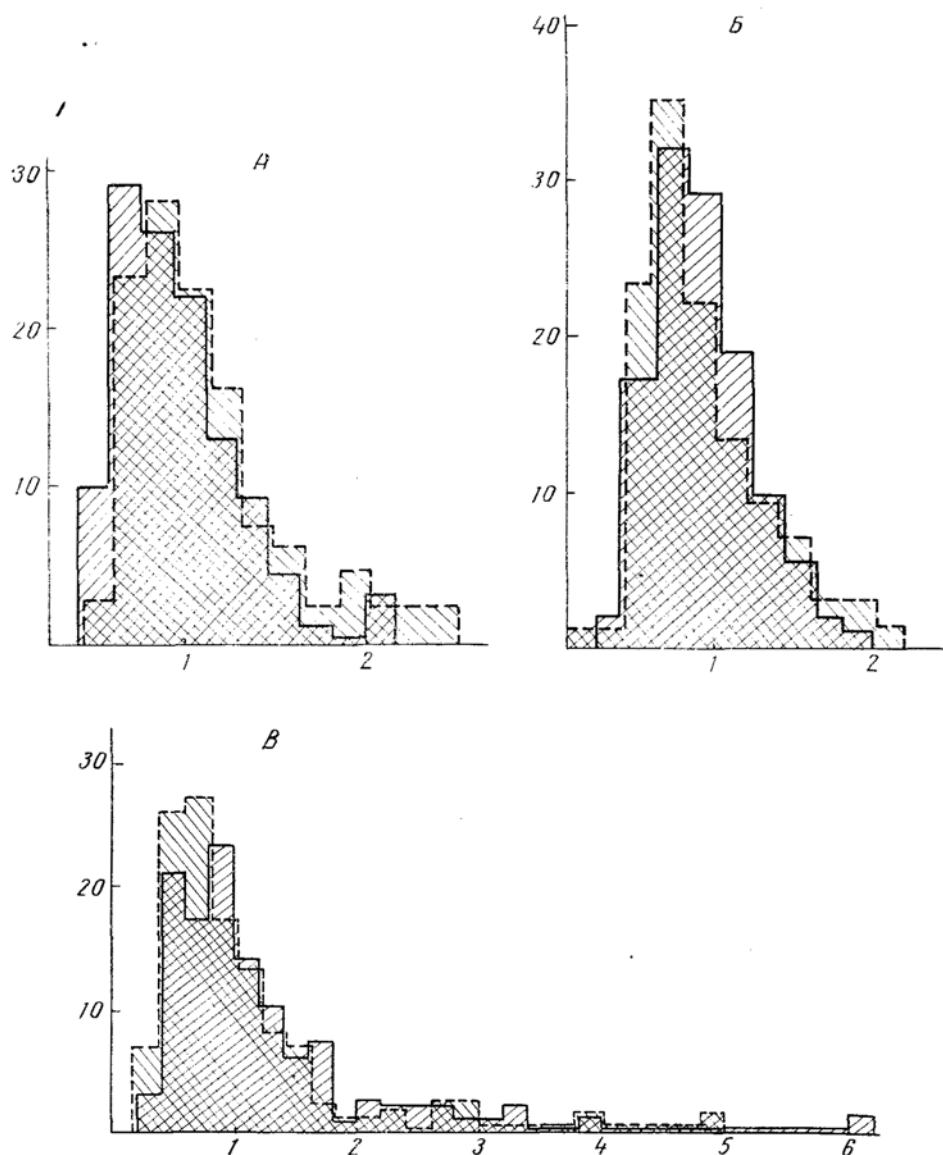


Рис. 3. Гистограммы относительной плотности тока в области сердца при дефибрилляции. По оси ординат — количество точек измерения; по оси абсцисс — относительная плотность тока; А — электроды диаметром 120 мм в переднезаднем расположении; Б — те же электроды в переднебоковом расположении; В — электроды диаметром 35 мм в переднезаднем расположении; пунктируя линия — гомогенная модель; сплошная — модель с «легкими».

жения больших электродов с точки зрения равномерности поля почти равносочены.

О фактическом распределении плотности тока в различных точках области сердца позволяют судить диаграммы, представленные для гетерогенной модели (см. рис. 4). Как показывают диаграммы, при всех исследованных вариантах размеров и расположения электродов плот-

ность тока уменьшается в нижней части сагиттальной плоскости и у заднего края трансверсальной плоскости. Последняя тенденция наиболее отчетливо выражена при переднебоковом расположении элект-

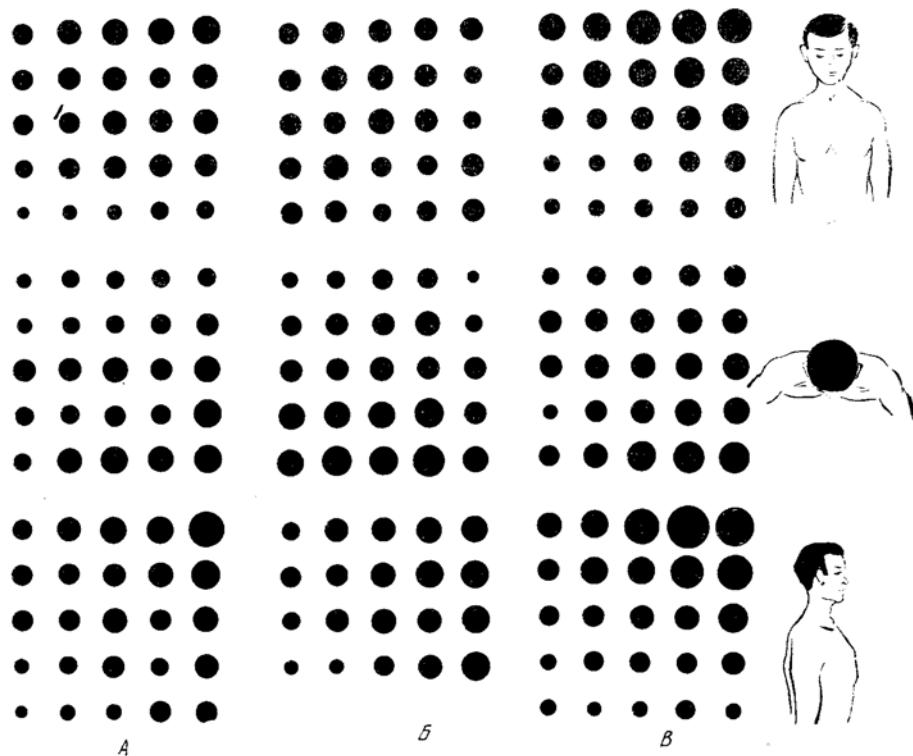


Рис. 4. Распределение плотности разрядного тока в 3 взаимно перпендикулярных плоскостях, проходящих через центр сердца, для модели с «легкими». А — электроды диаметром 120 мм в переднезаднем расположении; Б — те же электроды в переднебоковом расположении; В — электроды диаметром 35 мм в переднезаднем расположении.

ролов. Особенностью переднезаднего расположения электродов является уменьшение плотности тока у нижнего края фронтальной плоскости. Наиболее равномерным в этом сечении оказалось поле при переднебоковом расположении электродов.

Относительные значения силы разрядного тока, создающего одну и ту же среднюю плотность тока в области сердца

Распределение плотности тока при переднезаднем расположении имеет характерный рисунок, причем при электродах малых размеров неравномерность поля сильно выражена.

Из таблицы видно, что для создания в области сердца определенной средней плотности тока при больших электродах в переднезаднем расположении требуется наименьшая величина полного тока дефибриллятора. При малых электродах в том же расположении требуется ток наибольшей величины, а полный требуемый ток для электродов диаметром 120 мм в переднебоковом расположении имеет промежуточную величину.

Таким образом, малые электроды как по равномерности поля, так и по требуемой величине полного тока оказались хуже больших. Для больших электродаов, как показывает анализ полученных данных, пе-

переднебоковое расположение по равномерности поля тока не хуже, а даже несколько лучше переднезаднего; различия же в требуемой величине разрядного тока объясняются, по-видимому, тем, что при переднебоковом расположении относительно большая его доля проходит не через сердце, а через окружающие его органы и ткани.

Суммируя полученные результаты, можно заключить, что наиболее благоприятные условия дефибрилляции обеспечивают большие электроды. Однако при обоих изученных вариантах их расположения неравномерность поля в области сердца остается довольно значительной (различие в плотности тока достигает 10-кратной величины), поэтому представляется целесообразным изыскание таких вариантов размещения электродов на поверхности грудной клетки, при которых разброс значений плотности тока в разных точках сердца будет сведен к минимуму. Не исключена возможность, что решение этой задачи удастся найти, применяя по аналогии с современными векторкардиографическими отведениями дискретно-распределенные электроды. Один из важных результатов настоящего исследования заключается в том, что обобщенные характеристики поля тока в области сердца, найденные на гомогенной модели, мало отличаются от соответствующих характеристик, полученных на гетерогенной модели, поэтому использование гомогенной модели торса для решения указанной задачи оптимизации электродов дефибриллятора является адекватным и удовлетворяет требованиям точности и простоты эксперимента.

Решение задачи оптимизации электродов, по-видимому, позволило бы существенно уменьшить ток, необходимый для электроимпульсного лечения нарушений сердечного ритма.

ЛИТЕРАТУРА

Гурвич Н. Л. Фибрillation и дефибрилляция сердца. М., 1957.—Low n B., Mod. Conc. cardiov. Dis., 1964, v. 33, p. 863.—Peleška B., Anesth. Analg. Réanim., 1958, v. 15, p. 238.—Rush S., Abildskov J. A., McFee R., Circulation Res., 1963, v. 12, p. 40.

THE CHOICE OF OPTIMAL SIZE AND LOCALIZATION OF TRANSTHORACIC ELECTRODES OF THE DEFIBRILLATOR

B. M. Tsukerman, L. I. Titomir

Summary

On an electrophysical model of a human trunk the authors investigated the field of the defibrillating current in three variants of localization and sizes of defibrillator electrodes: 1) electrodes with a diameter of 120 mm in the anteroposterior localization, 2) electrodes in the anterolateral localization, 3) electrodes with a diameter of 35 mm in the anteroposterior localization. It was found that the most favorable conditions of defibrillation are ensured by larger electrodes in the anteroposterior localization.