

Б. М. Цукерман, К. Ю. Богданов

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ПЛОТНОСТИ ДЕФИБРИЛЛИРУЮЩЕГО ТОКА
В ГРУДНОЙ КЛЕТКЕ И ПОД ЭЛЕКТРОДАМИ ДЕФИБРИЛЛЯТОРА

Институт хирургии им. А. В. Вишневского АМН СССР, Москва

Поступила 20/VIII 1974 г.

Основная роль электродов дефибриллятора, накладываемых на поверхность тела (сердца), заключается в подведении к сердцу разрядного тока, необходимого для подавления патологических нарушений ритма. Плотность этого тока в разных точках области сердца различна, причем на степень различия существенно влияют величина электродов и способ их расположения на грудной клетке или на поверхности обнаженного сердца [5, 11].

Для подавления аритмии (например, фибрилляции желудочков) сильным током последний должен вызвать одновременное возбуждение всех клеток сердца, которые могут поддерживать существование аритмии [12]. Так как процесс возбуждения возникает при достижении определенной пороговой плотности дефибриллирующего тока, величина плотности тока во всех точках сердца должна быть одинаковой. В противном случае при умеренной силе раздражающего тока удастся возбудить лишь часть волокон в зоне, где плотность тока достигла пороговой величины, и разряд окажется неэффективным. Если ток через электроды увеличить, чтобы вызвать возбуждение всех отделов желудочков, фибрилляция прекратится, но в зонах повышенной плотности тока может произойти повреждение сердца.

При протекании дефибриллирующего тока возможны также повреждения участков тела непосредственно под электродами. Несмотря на то что при наружном электроимпульсном воздействии на сердце это осложнение не считают тяжелым, оно, безусловно, нежелательно. Тем более оно недопустимо при непосредственной дефибрилляции сердца.

В настоящей статье рассматриваются обе стороны вопроса в теоретическом и экспериментальном аспектах.

М а т е р и а л и м е т о д ы

Мы поставили перед собой две задачи: изучение распределения плотности разрядного тока в грудной клетке человека и плотности тока непосредственно под электродами дефибриллятора.

Первую задачу решали на электрофизических моделях торса человека по методике, описанной нами ранее [5]. Дополнительно к предшествующему исследованию изучали распределение плотности тока при очень большой величине электродов дефибриллятора на двух моделях, соответствующих мужчинам разного телосложения. Исследованы два типа электродов: сплошные и дискретные. Так как введение в модель эквивалента легких из поролона незначительно изменяло распределение плотности тока [5], исследование проведено на моделях, заполнявшихся однородным объемным проводником (вода). В связи с существованием разнообразных анатомических вариантов размеров сердца и его расположения в грудной клетке мы приблизительно вдвое увеличили область измерения плотности тока по сравнению с таковой в предыдущем исследовании. Сплошные металлические электроды имели форму квадрата со стороной 25 см. Их располагали на передней и задней поверхности грудной клетки симметрично относительно продольной оси тела, совмещая их верхний край с уровнем второго межреберного промежутка. Каждый дискретный электрод состоял из 81 металлической пластины размером 2×2 см, равномерно распределенной на той же площади 25×25 см. Суммарная величина контактной поверхности у дискретного электрода приблизительно вдвое меньше, чем у сплошного. Этот раздел работы выполнен совместно с О. Д. Рыжовым.

Вторую задачу — изучение распределения плотности тока на поверхности раздела электрод — тело решали двумя способами: в экспериментах на животных с применением двух сортов электропроводной бумаги, изменяющей окраску под действием тока, и при помощи аналоговой схемы, специально созданной для электрофизического моделирования распределения тока в объемном проводнике.

Бумага первого вида — влажная электрохимическая, при взаимодействии с электродом из нержавеющей стали темнеет тем сильнее, чем больше протекающий через нее ток, второй вид — электротермическая сухая бумага ЭТБ-3, чернеющая под действием тока. Она менее чувствительна к слабым токам и более контрастна.

Для определения равномерности распределения плотности тока по поверхности электрода на депилированный участок кожи накладывали листок бумаги, прижимали к нему верхний электрод дефибриллятора и пропускали разрядный ток. Второй электрод прибора укладывали под тело животного через увлажненную марлевую салфетку. В зависимости от задачи эксперимента электропроводную бумагу накладывали либо непосредственно на поверхность тела животного, либо через марлевую салфетку, смоченную гипертоническим раствором NaCl. Во всех опытах верхний электрод имел диаметр 3 см. На полученных «отпечатках» самыми темными оказались места, в которых плотность тока была наибольшей. В 12 опытах на собаках получено 70 «отпечатков», качественно характеризующих распределение плотности тока под электродами дефибриллятора. Количественная характеристика этого распределения получена нами на аналоговой модели.

Схема представляла собой сеть сопротивлений и моделировала распределение тока в цилиндрическом объемном проводнике радиусом 20 см, длиной 24 см, на противоположных торцах которого соосно укреплены металлические дисковые электроды. При моделировании весь цилиндрический объемный проводник разбивали на цилиндрические коаксиальные слои толщиной $\Delta a = 0,25-1,6$ см и длиной 1 см. Для каждого из этих слоев были вычислены значения сопротивлений для токов, пересекающих его в направлении, перпендикулярном и параллельном оси цилиндрического слоя. Таким образом, сеть сопротивлений была поставлена в соответствие всему цилиндрическому пространству объемного проводника, находящемуся между дисковыми электродами. По измеренным значениям потенциала в узлах этой сети определяли величины плотности тока (в условных единицах). Полученное распределение плотности тока (j) под электродами представляли в виде диаграмм, характеризующих изменения j от центра к краям электродов. Каждый столбец диаграммы соответствует усредненному значению плотности тока на кольцевом участке электрода. Ширина каждого столбца отражает ширину соответствующего кольца (Δa), на котором проводилось усреднение. Минимальная ширина колец лимитировалась дискретностью модели.

Результаты и их обсуждение

Изучение распределения плотности разрядного тока дефибриллятора в грудной клетке человека выполнено в 125 точках на торсе А и 165 точках на торсе Б. Расстояние между смежными точками измерений составляло: по оси X — 3 см, по осям Y и Z — 2 см. При этих расстояниях приращения потенциала от точки к точке (ΔV_x , ΔV_y , ΔV_z) были сравнительно невелики. Эти приращения измерены во всех точках и для каждой из них вычислены значения градиента потенциала (ΔV):

$$\Delta V = \sqrt{(\Delta V_x)^2 + (\Delta V_y)^2 + (\Delta V_z)^2}.$$

В нашем случае в связи с гомогенностью объемного проводника градиент потенциала пропорционален плотности тока. Поэтому для характеристики наибольших различий плотности тока в области измерений мы приняли отношение $\frac{\Delta V_{\max}}{\Delta V_{\min}}$. Полученные результаты отражены в табл. 1. Данные о значениях $\frac{\Delta V_{\max}}{\Delta V_{\min}}$ для дисковых электродов диа-

метром 12 и 3,5 см взяты из нашего предшествовавшего исследования [5].

Из табл. 1 видно, что с увеличением размеров электродов увеличивается и равномерность плотности разрядного тока в сердце. При электродах диаметром 3,5 см имеются различия приблизительно в 20 раз, при диаметре 12 см они уменьшаются до 9 раз. При

Таблица 1

Наибольшие различия плотности разрядного тока в области сердца $\left[\frac{\Delta V_{\max}}{\Delta V_{\min}} \right]$ при разных размерах наружных электродов дефибриллятора

	Электрод			
	25×25 см		диаметр 12 см	диаметр 3,5 см
	сплошной	дискретный		
Гомогенная модель Б	1,6	1,6	—	—
Гомогенная модель А	1,9	1,7	8,7	20
Модель А с клетками	—	—	9,5	17

увеличении размеров электродов до 25 × 25 см эти различия в большей области исследований не достигают двукратной величины. Кроме того, видно, что при использовании дискретного электрода, имеющего почти вдвое меньшую рабочую поверхность, получены такие же результаты.

Таким образом, лучшими из испытанных следует считать дискретные электроды размером 25 × 25 см. Применение этих электродов позволяет

быть уверенным в том, что у большинства больных независимо от телосложения, расположения сердца в грудной клетке и степени его гипертрофии, оно окажется в зоне, где плотность разрядного тока различается не более чем в 2 раза. При этом отпадает многократно обсуждавшийся в литературе вопрос о локализации на грудной клетке наружных электродов дефибриллятора [1, 2, 6, 9, 10]. Дискретный характер электродов определяет некоторые конструктивные преимущества: он дает возможность обеспечить хороший контакт с поверхностью тела при любой конфигурации грудной клетки больного.

В результате увеличения равномерности плотности тока суммарный ток через электроды, который необходим для дефибрилляции, должен снизиться [3, 7, 8]. Однако здесь имеется и обратное влияние: при увеличении площади электрода большая доля тока будет проходить мимо сердца через окружающие его органы и ткани. Какое из этих влияний будет преобладать, необходимо выяснить в клинических исследованиях.

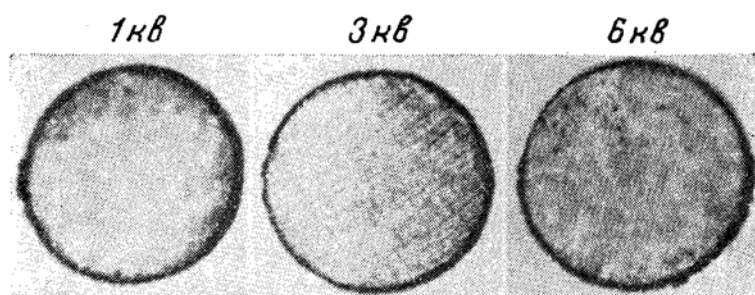


Рис. 1. Распределение плотности тока под электродом при разном напряжении разряда дефибриллятора.
Электрохимическая бумага. Давление на электрод 0,6 кг/см².

Если неравномерность распределения плотности тока в грудной клетке может стать причиной повреждения сердца при электролечении аритмий, то аналогичное явление на поверхности раздела электрод — тело может привести к повреждению живых тканей непосредственно под электродами. Поставленные нами эксперименты с электропроводной бумагой показали, что распределение плотности тока под электродами дефибриллятора всегда неравномерно, и на краях электрода плотность тока значительно выше, чем на остальной поверхности. На рис. 1 это видно по наличию резко очерченного черного кольца по краю электродов; внутри этого кольца интенсивность окраски значительно меньше. Опыты показали, что если электрод хорошо прижат к поверхности тела и между ними лежит сильно увлажненная марлевая прокладка, то распределение плотности тока при разных напряжениях заряда дефибриллятора остается одинаковым (рис. 1). Это распределение в гораздо большей степени зависит от двух факторов: силы прижатия электрода к поверхности тела и увлажненности прокладки между электродами и кожей животного. Если давление на электрод уменьшать, неравномерность настолько увеличивается, что при заряде дефибриллятора до 5—6 кВ между краями электродов и кожей животного проходят искровые разряды, пробивающие бумагу насквозь.

При давлении на электроды от 1,5 до 0,6 кг/см² и хорошо смоченной прокладке искровых разрядов не наблюдалось. Однако дальнейшее снижение давления на электрод до 0,45—0,3 кг/см² приводило к возникновению «пробоев» бумаги, местами точечных, а иногда сливавшихся в сплошную полосу, вырезавшую из заготовленного листа влажной электрохимической бумаги отпечаток электрода по линии его окружности. Выделяющееся при этом тепло подсушивает бумагу и сильно снижает ее способность к окрашиванию. Поэтому на бумаге этого вида следы искровых разрядов почти не видны. Напротив, на электротермической бумаге ЭТБ-3 искровой разряд оставляет хорошо заметный «закопченный», слегка размытый след.

Необходимость хорошего контакта электродов дефибриллятора с кожей обнаруживалась в опытах, в которых создавали заведомо плохой контакт, накладывая металлический электрод на сухую поверхность тела, без увлажненной прокладки. Индикатором распределения плотности тока служила электропроводная бумага ЭТБ-3, подкладываемая под электрод. В этих опытах наглядно проявилось значение силы прижатия электрода. На рис. 2, а видно, что при заряде дефибриллятора 2 кВ вокруг каждого из трех первых отпечатков (слева направо) имеется ореол, порожденный возникшим слабым искровым разрядом. Он

исчезает лишь при усилении прижатия электрода до $0,6 \text{ кг/см}^2$ (четвертый отпечаток). Особенно резко неравномерность распределения плотности тока при плохом контакте электрода с поверхностью тела проявлялась при увеличении напряжения разряда. На рис. 2, б видно, что при напряжении 2 кВ вокруг части окружности электрода возникал слабый ореол. При напряжении 3 кВ этот ореол становился резко выраженным не только по окружности электрода, но и вокруг точек контакта с телом на остальной части его поверхности. Видны радиальные следы искр, направленные как кнаружи, так и к центру электрода. При увеличении напряжения эти эффекты нарастали, возникали многочисленные пробои бумаги, которые при напряжении 5 и 6 кВ сливались, при этом почти полностью вырезался из бумаги кружок по краю электрода

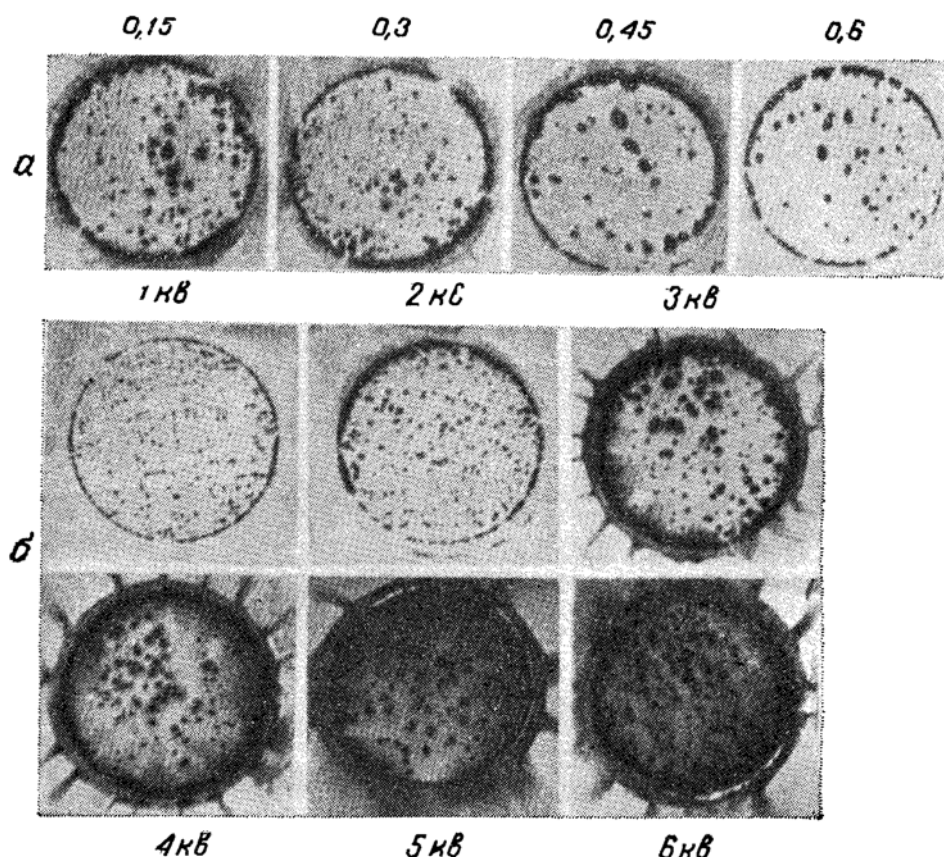


Рис. 2. Распределение плотности тока под электродом дефибриллятора.

Электротермическая бумага.

a — разное давление на электрод (в кг/см^2); напряжение заряда дефибриллятора в 2 кВ; *б* — разное напряжение заряда дефибриллятора; давление на электрод $0,75 \text{ кг/см}^2$.

Эксперименты с обоими видами электрочувствительной бумаги показывают, что плотность тока под краями электродов всегда намного выше, чем в остальных частях их поверхности. Они демонстрируют также необходимость хорошего контакта электродов с телом пациента, обусловливаемого, в частности, силой прижатия электрода к телу и наличием прокладки, смоченной электролитом.

Опыты с применением электрочувствительной бумаги позволили получить качественное представление о распределении плотности тока по поверхности электродов дефибриллятора. Количественная характеристика этого распределения изучена при измерениях на описанной выше аналоговой модели. Результаты, полученные для дисковых металлических электродов разного диаметра, приведены на рис. 3 и в табл. 2. На рис. 3 видно, что центральная часть электродов диаметром $\approx \frac{d}{2}$ является

зоной довольно равномерной плотности тока. В направлении периферии электрода плотность тока (j) нарастает тем быстрее, чем ближе к краю.

Из табл. 2 следует, что при фиксированной величине суммарного разрядного тока плотность тока в центральной части электрода зависит от диаметра электрода и с уменьшением последнего увеличивается. В несколько меньшей степени размер электрода влияет на краевую плотность тока. С увеличением диаметра она существенно уменьшается. Поэтому, несмотря на то что с увеличением размера электрода $\frac{j_k}{j_c}$ нарастает, опасность ожога при больших электродах значительно меньше, чем при малых.

Данные табл. 2 получены при измерениях на модели, в которой сопротивление объемного проводника принято постоянным, не зависящим от величины протекающего тока. В действительности, сопротивление биологических объектов при увеличении заряда дефибриллятора от 500 до 6000 В уменьшается в 2—3 раза [4]. Это, по-видимому, должно приводить к еще большей выраженности краевого эффекта, чем в наших измерениях.

Главная причина возникновения краевого эффекта состоит в рассеивании тока. Общеизвестно, что силовые линии поля тока располагаются не только по прямой, соединяющей электроды, но и более или менее значительно отклоняются от нее, проходя по всему объемному проводнику. Значительная часть силовых линий отходит от электродов почти перпендикулярно к наикратчайшему пути (рис. 4, а). С удалением от прямой, соединяющей электроды, длина силовых линий увеличивается и, следовательно, сопротивление току вдоль силовой линии повышается, а густота силовых линий (плотность тока) уменьшается. Это происходит потому, что ток протекает по пути наименьшего сопротивления. Именно благодаря этому при использовании пластинчатых металлических электродов (рис. 4, б), удельное сопротивление которых намного меньше удельного сопротивления объемного проводника, весь ток, рассеивающийся на большее расстояние, чем радиус электрода, вытекает из его края. Доля краевого тока тем боль-

Таблица 2

Плотность разрядного тока в краевой (j_k)* и центральной (j_c) зонах электродов дефибриллятора при фиксированном значении суммарного разрядного тока

Плотность тока	Диаметр электрода (в см)			
	7	12	24	30
j_k **	48,7	34,7	13,8	7,4
j_c	11,6	5,1	1,3	1,0
$\frac{j_k}{j_c}$	4,2	6,8	10,6	7,4

* j_k обозначает плотность тока на кольце шириной 1 мм на краю электрода.

** j_k и j_c выражены в относительных единицах. За единицу принята величина j_c электрода диаметром 30 см.

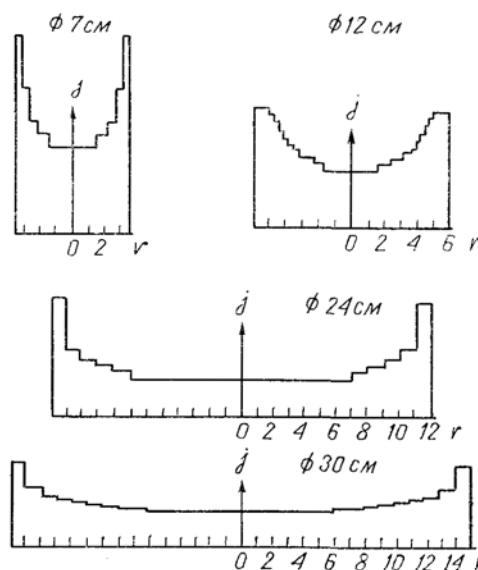


Рис. 3. Распределение плотности тока под электродами разного диаметра, полученное на аналоговой модели (при фиксированном напряжении между электродами).

По оси r — расстояние от центра электрода (в см); по оси j — плотность тока (в условных единицах).

ше, чем больше размеры объемного проводника по отношению к величине электродов. Если размеры проводника и электродов близки, эта доля уменьшается (см. табл. 2). При равенстве их размеров краевой эффект исчезает. По этим же причинам асимметрия в расположении электродов на поверхности тела приведет к асимметрии краевого эффекта: он будет меньшим на стороне электрода, ближайшей к краю грудной клетки, и большим на противоположной стороне (рис. 4, в).

С целью снижения неравномерности распределения плотности тока при непосредственной дефибрилляции предложены электроды в виде чаши, состоящей из ряда концентрически расположенных колец, соединенных с дефибриллятором через резисторы. На наружные кольца разрядный ток подается через резисторы, имеющие наибольшее сопротивление [7]. Предложены также электроды с закругленными краями [8]. При применении этих электродов авторы отмечали снижение не только краевого эффекта,

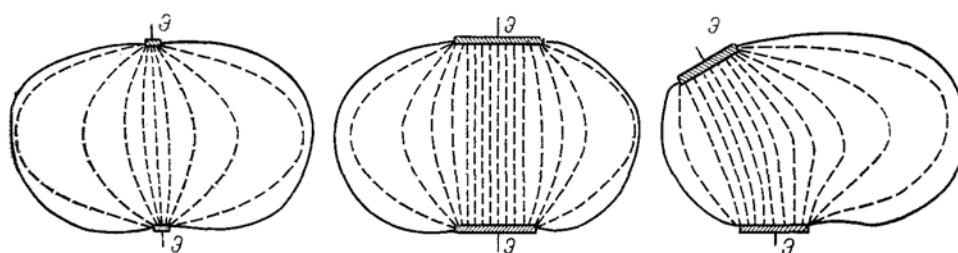


Рис. 4. Поле тока в объемном проводнике ограниченной протяженности при электродах, расположенных на его поверхности.

Э — электроды дефибриллятора; пунктиром изображены силовые линии поля.

но и порога дефибрилляции, что свидетельствует об увеличении равномерности плотности тока по всему объему сердца.

Для наружной электроимпульсной терапии предложены электроды, у которых благодаря специальной конструкции держателя сила давления на поверхность тела, а также проводимость для разрядного тока плавно снижаются к краю электрода [1]. Этими электродами, снижающими вероятность ожогов кожи, в настоящее время комплектуются отечественные дефибрилляторы.

Проведенный выше анализ причин неравномерности распределения плотности тока под электродами указывает на возможность создания наружных электродов с весьма хорошими характеристиками распределения. Одним из таких путей является изготовление электродов из материалов с существенно меньшей проводимостью, чем металлы. Паллиативным решением этой задачи может служить применение толстых прокладок между металлическими электродами и поверхностью тела, смачиваемых не гипертоническим и даже не физиологическим раствором, а раствором электролитов с низким содержанием солей.

Материалы, представленные в настоящем исследовании, указывают на то, что при обычно применяемых приемах электроимпульсного лечения аритмий в грудной клетке, а также непосредственно под электродами дефибриллятора распределение плотности дефибриллирующего тока неравномерно. Результатом этого являются высокие пороги дефибрилляции, вероятность повреждения сердца и покровов тела. Анализ причин и оценка этой неравномерности показали, что с увеличением размеров электродов эти явления ослабевают. Изучение напряжений, требуемых в этих условиях для электролечения аритмий, является задачей дальнейших клинических исследований.

ЛИТЕРАТУРА

1. Вишневский А. А., Цукерман Б. М. Клин. мед., 1965, № 7, с. 5. —
2. Радужкевич В. П. Электроимпульсная терапия мерцательной аритмии. Воронеж, 1966. —
3. Цукерман Б. М., Богданов К. Ю., Кон М. В. и др. Кардиология, 1973, № 12, с. 75. —
4. Цукерман Б. М., Ленкова Н. А. Бюлл. exper. биол., 1971, № 6, с. 49. —
5. Цукерман Б. М., Титомир Л. И. Кардиология, 1968, № 4, с. 91. —
6. Bouvraïn M. Y., Baylon M. H., Hamburger J. et al. Presse méd., 1963, v. 71, p. 1716. —
7. Kilpatrick D. G., Buntia E. D., Sunstein D. E. et al. I. R. E. Int. Conv. Rec., 1961, Pt. 9, p. 127. —
8. Koning G., Schneider H., Reneman R. S. et al. Med. biol. Engin., 1972, v. 10, p. 201. —
9. Kouwenhoven W. B., Jude J. H., Knickerbocker G. G., Mod. Conc. cardiov. Dis., 1961, v. 30, p. 639. —
10. Lown B., Amarasingham R., Neuman J., J. A. M. A., 1962, v. 182, p. 548. —
11. Peleska B., Anesth. Réanim., 1958, v. 15, p. 238. —
12. Wiggers C. J., Am. Heart J., 1940, v. 20, p. 399.

DISTRIBUTION OF THE DEFIBRILLATING CURRENT DENSITY IN THE CHEST AND UNDERNEATH THE DEFIBRILLATOR'S ELECTRODES

B. M. Tsukerman, K. Yu. Bogdanov

Summary

Results of experiments carried out in animals and of measurements made on electrophysical and analogue models are presented. It has been found that with routinely employed manipulations in the electric impulse therapy of arrhythmias the density of the current in the chest and directly underneath the defibrillator's electrodes is distributed in a non-uniform fashion. This results in high defibrillation thresholds, possible damages of the heart and body teguments. The causes responsible for this non-uniformity are analyzed, the non-uniformity itself is assessed and ways of its elimination are indicated.

УДК 616.12-008.313-085.844

Е. А. Камшилова

ЭЛЕКТРОИМПУЛЬСНАЯ ТЕРАПИЯ МЕРЦАТЕЛЬНОЙ АРИТМИИ

Кафедра факультетской терапии (зав. — проф. В. А. Алмазов) I Ленинградского медицинского института имени И. П. Павлова

Поступила 6/V 1974 г.

Применение электроимпульсного метода лечения мерцательной аритмии, являющегося по сравнению с медикаментозным более простым, надежным и эффективным [5, 14, 17], не помогло окончательно решить проблему терапии этой одной из наиболее частых и чреватых тяжелыми осложнениями форм аритмий. Актуальными остались вопросы уточнения показаний и противопоказаний к электродеполяризации, целесообразности и характера премедикации и поддерживающей терапии, а также выяснения прогностических критериев стойкости восстановленного ритма.

Материалы и методы

Проведено клиническое и инструментальное наблюдение над 68 больными, у которых применялась электроимпульсная терапия по поводу постоянной формы мерцания предсердий. У 33 больных диагностирован атеросклеротический кардиосклероз, из них у 21 в сочетании с гипертонической болезнью, у 11 больных — миокардитический кардиосклероз, 24 больных страдали комбинированным митральным пороком сердца с преобладанием у 15 митрального стеноза, у 6 — митральной недостаточности. Среди обследованных было 46 мужчин, 22 женщины в возрасте от 28 до 68 лет (50 человек старше 40 лет). Давность мерцательной аритмии меньше 1 мес была у 14 больных, до 3 мес — у 26 больных, 6—12 мес — у 16 и более 1 года — у 12 больных. Недостаточность кровообращения II стадии диагностирована у 26, III стадии — у 1 больного.

Почти все больные перед электроимпульсной терапией получали препараты калия (хлористый калий, панангин), 47 — гликозиды (чаще изоланид) с отменой за 4—7 дней до электроимпульсной терапии или заменой в случае необходимости строфантином. Накануне дефибрилляции 41 больному был назначен хинидин 0,2 г вечером, 0,4 г в день процедуры утром.