

Пороговые фибрилляционные токи

СИБАРОВ Ю. Г., СКОЛОТНЕВ Н. Н., ЛАПТЕВ А. Ф., КОПАЕВ В. Н., ТАБАК В. Я., БОГУШЕВИЧ М. С.

Москва

Разработка средств защиты человека от опасного производственного фактора, каким является электрический ток, требует обоснованного определения допустимого уровня его воздействия. В первую очередь это касается токов, способных вызвать фибрилляцию сердца. Определить пороговые фибрилляционные токи непосредственно на человеке крайне затруднительно. Их устанавливают расчетным путем, исходя из экспериментальных данных, полученных на животных. В основу расчета положена установленная закономерность возрастания порогового фибрилляционного тока с увеличением массы организма. Наиболее известными в этой области являются работы Ч. Далзиела [1] и А. П. Киселева [2]. Далзиел для переменного тока (60 Гц) определил средние значения I при длительности воздействия 3 с для 7 видов животных с различной массой и представил полученные точки линейной зависимостью. Эту зависимость он использовал для расчета среднего порогового фибрилляционного тока для человека с массой $G=70$ кг, который оказался равным 363 мА (здесь и далее имеются в виду амплитудные значения токов). Далее Ч. Далзиел аппроксимировал распределение токов нормальным законом и получил, что ток, вызывающий фибрилляцию с вероятностью 0,5 %, составляет 0,36 среднего значения. Применительно к человеку вычисленное значение составило 131 мА.

А. П. Киселевым на основании опытов на собаках (для переменного тока 50 Гц, длительность воздействия 1–3 с) также была предложена линейная зависимость между током и массой. Для человека с массой $G=70$ кг было получено $\bar{I}=327$ мА. А. П. Киселев исследовал также вероятностный закон распределения фибрилляционных токов [3], что позволило определить «ток, практически не вызывающий фибрилляцию», $I_{н.ф}=130$ мА (для $G=70$ кг). В [4] установлены закономерности изменения $\bar{I}$ в зависимости от длительности протекания тока через организм и выдвинуто предположение, что эти закономерности справедливы также и для $I_{н.ф}$.

Последующие работы [5–8] в той или иной степени использовали предложенные в [1–4] методы исследования и обработки полученных данных.

По-видимому, малый объем исходных данных не позволил Ч. Далзиелу и А. П. Киселеву глубже проанализировать полученные ими результаты. В частности, они рассматривали только одну зависимость тока от массы — линейную. Определенные погрешности были допущены и при определении токов, вызывающих фибрилляцию сердца с малой вероятностью. Дело в том, что масса организма оказывает влияние на закон распределения фибрилляционных токов, а это обстоятельство не учитывалось. Аппроксимация распределения фибрилляционных токов проводилась по всем экспериментальным данным без учета массы организма. Тем самым производилось определение $I_{н.ф}$ для всей совокупности животных данного вида, тогда как требовалось установить $I_{н.ф}$ для совокупности животных данного вида с данной массой G .

Предположение о том, что $\bar{I}$ и $I_{н.ф}$ подчиняются одним и тем же закономерностям, хотя и представляется

справедливым, но не было подкреплено экспериментальными данными.

Отметим также, что в [1 и 2] зависимость «ток — масса» одинакова для всех видов животных. Биологические отличия между видами как фактор, влияющий на порог фибрилляции, не проанализированы.

Учитывая вышесказанное, в целях уточнения основных закономерностей возникновения фибрилляции сердца у крупных млекопитающих, в период с 1970 по 1981 г. в МИИТ и НИЛОР АМН СССР были проведены экспериментальные исследования по определению пороговых фибрилляционных токов на собаках массой от 4 до 40 кг и свиньях массой от 38 до 80 кг. Изучались постоянный, переменный (50 Гц) и выпрямленные (одно- и двухполупериодный) токи при длительности воздействия 0,1; 0,5 и 3 с.

Анализ полученных данных позволил установить подобие зависимости средних значений пороговых фибрилляционных токов от массы G для различных видов воздействий:

$$\bar{I} = af(G), \quad (1)$$

где a — коэффициент, зависящий от вида воздействия; $f(G)$ — функция массы, общая для всех видов воздействий, в дальнейшем именуемая совокупной функцией.

А. П. Киселев отмечал [3], что вместо токов I удобнее использовать их отношение к среднему значению, т. е. $I/\bar{I}$. В процессе статистической обработки данных авторами использовался этот же прием. При этом было принято во внимание, что $\bar{I}$ зависит от массы. Поскольку коэффициент a может быть вычислен лишь после того, как установлен вид функции $f(G)$, на данном этапе расчетов использовалась величина

$$I_{пр} = \frac{I}{f(G)}, \quad (2)$$

которую будем называть приведенным значением тока.

Из (1) видно, что $I_{пр}$ не коррелирует с G . С учетом этого, в основу алгоритма определения $f(G)$ было положено условие

$$\rho(I_{пр}, G) = 0, \quad (3)$$

где ρ — теоретический коэффициент корреляции.

Совокупная функция должна обеспечивать выполнение условия (3) при любом виде воздействия. Однако точное выполнение этого условия невозможно из-за ограниченности объема исходных данных, что приводит к образованию статистической погрешности. Следовательно, совокупная функция должна быть выбрана так, чтобы условие (3) выполнялось наилучшим образом «в среднем». Последнее достигается оптимизацией по следующим критериям:

по критерию минимума среднеквадратического отклонения $Q_{с.к.о}$

$$\sum_i z_i^2 \rightarrow \min; \quad (4)$$

по критерию максимального правдоподобия $Q_{м.п}$

$$\prod_i p(z_i) \rightarrow \max. \quad (5)$$

Таблица 1

G^b			$b + \ln G$			$b + G$		
b	$Q_{с.к.о}$	$Q_{м.п} \times 10^3$	b	$Q_{с.к.о}$	$Q_{м.п} \times 10^3$	b	$Q_{с.к.о}$	$Q_{м.п} \times 10^3$
0,46	1,89	1,58	-0,6875	4,44	0,44	10,3	6,03	0,2
0,48	1,21	2,22	-0,5625	1,81	1,65	12,9	1,75	1,7
0,50	1,19	2,24	-0,4375	1,41	2,01	15,5	1,78	1,67
0,52	1,91	1,57	-0,3125	2,55	1,14	18,1	4,27	0,48

Таблица 2

$G, \text{ кг}$	Амплитудные значения $\bar{I}, \text{ мА}$	
	$\bar{I} = 0,8(30 + 3,7G) \sqrt{2}$	$\bar{I} = 25,2 \sqrt{G}$
10	76	80
20	118	113
30	159	138
40	201	159
50	243	178
70	327	211
100	452	252

В критериях (4) и (5) через z_i обозначена величина Фишера

$$z_i = \frac{\sqrt{N_i - 3}}{2} \ln \frac{1 + r_i}{1 - r_i},$$

где i — вид воздействия; r_i — эмпирический коэффициент корреляции между $I_{пр}$ и G ; N_i — число данных.

Совокупную функцию выбрали из трех наиболее простых вариантов: степенной, логарифмической и линейной функции. В связи с тем, что ее достаточно определить с точностью до постоянного множителя; рассматриваемые варианты имели следующий вид: G^b , $\ln G + b$, $G + b$.

Результаты вычислений по критериям (4) и (5) при различных значениях параметра b для всех трех вариантов приведены в табл. 1.

Анализ результатов вычислений показал, что по обоим критериям оптимальным вариантом является степенная функция с показателем степени $b=0,49$. Значения критериев (4) и (5) в этом варианте лучше, чем у логарифмической ($b=-0,5$) и линейной ($b=14,2$) функций.

Принимая во внимание то, что найденный показатель степени очень близок к 0,5 и расхождение между функцией $G^{0,49}$ и значительно более простой функцией $G^{0,5}$ даже при массе порядка 100 кг составляет всего 1 %, а также учитывая, что значения критериев (4) и (5) у функции $G^{0,5}$ лучше, чем у логарифмической и линейной функций, авторами была принята совокупная функция $f(G) = \sqrt{G}$.

Таким образом,

$$\bar{I} = a \sqrt{G}. \quad (6)$$

Определим (см. табл. 2) значения $\bar{I}$ для переменного (50 Гц) трехсекундного тока по (6) и по формуле А. П. Киселева [2]:

$$\bar{I} = 0,8(30 + 3,7G) \sqrt{2}. \quad (7)$$

Для указанного вида воздействия $a=25,2 \text{ мА} \cdot \text{кг}^{-1/2}$.

Из табл. 2 видно, что для животных с массой $G=10 \div 20 \text{ кг}$ (в частности, для собак) результаты, полученные по (6) и (7), почти не отличаются друг от друга. При массе же $G \geq 50 \text{ кг}$ (т. е. для человека) отличия между ними становятся весьма существенными.

Необходимо отметить, что масса не является единственным параметром организма, влияющим на пороговый фибрилляционный ток. Об этом говорит анализ данных, полученных на различных видах животных при одном и том же виде воздействия (переменный ток продолжительностью 3 с). Установлено, что выражения (6) справедливо для всех рассмотренных видов животных, но при этом коэффициент a для разных видов принимает различные значения. Следовательно, существуют видовые особенности, которые наряду с массой влияют на пороговые фибрилляционные токи, что необходимо учитывать при переносе данных с животных на людей. При их изучении были приняты во внимание габаритные характеристики животных (рост, сечение грудной клетки, сечение сердца) и параметры электрокардиограммы, регистрируемой перед началом опыта.

Исследование габаритных характеристик показало, что они слабо коррелированы с приведенными токами и, следовательно, не входят в число влияющих видовых особенностей.

При исследовании влияния параметров электрокардиограммы было установлено, что коэффициент a зависит от продолжительности τ активной фазы $Q-T$ сердечного цикла (табл. 3). По данным табл. 3 получено следующее выражение:

$$a = \frac{0,279}{\tau^2} + 23,5. \quad (8)$$

Формула (8) применима для всех рассмотренных видов животных. Это позволяет сделать вывод, что она справедлива также и для человека. Средняя продолжительность фазы $Q-T$ у человека составляет 0,35 с. Подставляя это значение в (8), получаем, что среднее значение приведенного тока, т. е. коэффициент a , у человека составляет 25,8 — практически столько же, сколько у собак. В связи с этим при определении фибрилляционных токов для людей использованы экспериментальные данные, полученные на собаках.

Среднее значение переменного тока длительностью воздействия 3 с для человека с массой 70 кг составило 211 мА, что существенно меньше значений, полученных в [1 и 2]. Для человека с массой 50 кг $\bar{I}=178 \text{ мА}$.

Следует отметить, что использование степенной зависимости вместо линейной не устраняет затруднений при определении значений токов, вызывающих фибрилляцию с малой вероятностью (0,01 и менее).

При анализе стохастических свойств порогового фибрилляционного тока авторами был использован прием, предложенный в [9], и рассматривалась не вели-

Таблица 3

Виды животных	$\tau, \text{ с}$	$a, \text{ мА} \cdot \text{кг}^{-0,5}$
Овцы	0,12	46,1
Свиньи	0,12	41,9
Морские свинки	0,14	40,3
Собаки	0,26	25,2
Пони	0,44	25,0

чина тока, а отношение ее к расчетному значению $\bar{I}$:

$$\Phi = \frac{I}{a \sqrt{G}}, \quad (9)$$

при этом коэффициент a определялся по экспериментальным данным, исходя из формулы (6).

Необходимо отметить, что в [9] свойства Φ как случайной величины не изучались. Очевидно, что каждой серии опытов, в которых воздействие носило один и тот же характер, т. е. одной и той же формы и длительности, и на одном виде животного, можно соотнести определенную выборку случайной величины Φ . Фактор массы не учитывается в силу того, что Φ пропорциональна току $I_{пр}$, который, как показано выше, некоррелирован с G .

На основе имеющихся экспериментальных данных, включая и литературные, была проверена гипотеза о независимости функции распределения случайной величины Φ от рода тока, длительности его воздействия, вида животного. Для этого использовались критерии однородности [10 и 11]. Оказалось, что по выбранным критериям предложенная гипотеза согласуется с опытными данными.

На основании статистических проверок полученные значения Φ_i ($i=1, \dots, 1394$) были объединены в одну выборку и по этой выборке построена эмпирическая функция распределения (см. рисунок) $F_\Phi^*(x)$. Применяя статистику Колмогорова [10], можно построить доверительные границы для $F_\Phi^*(x)$ по всей области изменения Φ .

Чтобы оценить величины квантилей, соответствующих малым вероятностям, рассмотрим наименьшую реализацию в объединенной выборке. Она равна 0,4041. Тогда вероятность того, что $n=1394$ случайных величин выпадут правее 0,4, равна $(1-F_\Phi(0,4))^{1394}$, и, в частности, с $P=0,99$, можно утверждать, что $F_\Phi(0,4) < 0,0033$. Другими словами, токи, вызывающие фибрилляцию с вероятностью 0,0033, составляют 40 % среднего значения. В табл. 4 приведены значения таких токов для человека.

Следует отметить важное следствие: коэффициент сравнительной опасности, т. е. отношение токов различного рода и длительности, с определенной вероятностью p вызывающих фибрилляцию у животных данного вида и данной массы, не зависит от p . Это вытекает из независимости функции распределения случайной величины

от рода тока и длительности его воздействия. Такое положение позволяет количественно оценить сравнительную опасность постоянного, переменного (50 Гц) и выпрямленного фибрилляционного токов при любой вероятности поражения.

Анализ сравнительной опасности воздействий различного рода в известной в настоящее время литературе имеет качественный характер, что обусловлено малым объемом экспериментальных исследований. Однако и в ней отмечается изменение сравнительной опасности при изменении некоторых факторов поражения, например длительности протекания. Этот существенный с точки зрения электробезопасности фактор требует количественного отражения, так как только при наличии количественной меры сравнительной опасности возможно объективное нормирование допустимых токов различного рода и различной длительности воздействия. Так как коэффициент пропорциональности a в формуле (9) наиболее полно и независимо от массы характеризует влияние рода тока и продолжительности воздействия на значения пороговых фибрилляционных токов, при анализе следует использовать именно его. Экспериментально получены следующие зависимости a от длительности воздействия t :

$$a(t) = \begin{cases} A/(0,1)^{-k-n} & \text{при } t < 0,1 \text{ с;} \\ A/t k \lg t^{-n} & \text{при } 0,1 \text{ с} < t \leq 2 \text{ с;} \\ A/2^{0,301k+n} & \text{при } t > 2 \text{ с,} \end{cases} \quad (10)$$

где A , k , n — постоянные величины, приведенные в табл. 5; границы изменения t были установлены по [4 и 5].

Рассмотренный метод определения фибрилляционных токов для человека (назовем его «весовым» методом со степенной аппроксимацией) предполагает использование экспериментальных данных, полученных только на животных. Вместе с тем, в медицинской практике при лечении сердечных заболеваний накоплены данные о человеке.

В частности, при восстановлении нормальной деятельности сердца используется его дефибрилляция. Сходство физиологических реакций сердца на раздражение его электрическим током при фибрилляции и при дефибрилляции позволяет предположить, что пороговые фибрилляционные токи I и дефибрилляционные $I_{дф}$ — пропорциональны.

Примерное постоянство отношения этих токов, характеризующее коэффициентом $k_{ф/дф} = \bar{I}/\bar{I}_{дф}$, получен-

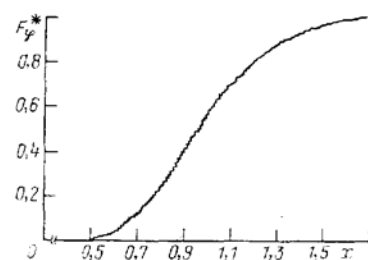


Таблица 4

Длительность воздействия, t , с	Значения токов, вызывающих фибрилляцию у человека массой 50 кг с вероятностью 0,0033, мА			
	Род тока			Переменный 50 Гц
	Постоянный	Выпрямленный	Переменный	
		Двухполупериодный 50 Гц	Однополупериодный 50 Гц	
0,1 и менее	723	808	961	1318
0,2	490	485	471	397
0,3	407	381	337	228
0,4	364	330	276	164
0,5	337	299	242	131
0,6	319	279	220	113
0,7	306	265	205	101
0,8	296	254	194	92
0,9	289	246	186	87
1,0	282	239	181	82
2 и более	259	218	161	81

Таблица 5

Род тока	A	k	n
Переменный 50 Гц	29,3	-0,7561	0,4457
Выпрямленный однополупериодный 50 Гц	64	-0,4335	0,2918
Выпрямленный двухполупериодный 50 Гц	85	-0,2989	0,2276
Постоянный	100	-0,2185	0,1892

ном на животных, подтверждает правильность нашего предположения. Так, при трехсекундном воздействии переменного тока и токе, используемом при восстановлении сердечной деятельности с помощью дефибриллятора ДИ-03 получено: для собак $k_{ф/дф}=0,0103$, для свиней $k_{ф/дф}=0,0098$, а по данным Ферриса для овец $k_{ф/дф}=0,0108$.

С учетом изложенного авторы предлагают метод определения фибрилляционных токов для человека $\bar{I}$ по его дефибрилляционным токам $\bar{I}_{дф}$, который назовем методом Ф-ДФ. Этот метод основан на расчетной формуле $\bar{I}=k_{ф/дф}\bar{I}_{дф}$.

В результате обработки данных о дефибрилляции сердца у людей со средней массой 79 кг получен $\bar{I}_{дф}=21\ 360$ мА.

Если принять $k_{ф/дф}$ для человека средним из полученных для животных, т. е. 0,0103, то $\bar{I}=220$ мА.

Переход к токам, соответствующим массе $G=50$ кг, осуществляется на основе зависимости (6), из которой следует $\bar{I}=175$ мА.

Наряду с дефибрилляцией в медицинской практике при операциях на открытом сердце применяется также и фибрилляция, которая позволяет устранить мешающие операции биения сердца. По данным [12], при длительном воздействии переменным током плотность фибрилляционного тока на сердце j_c в среднем равна 15,7 мкА/мм². Поскольку в вопросах электробезопасности исследуются не плотности, а суммарные токи, протекающие через организм, то необходимо связать эти две величины между собой. Для этого следует ввести понятие усредненной плотности тока через грудную клетку $j_{гр}=\bar{I}/S_{гр}$, где $\bar{I}$ — суммарный ток через организм; $S_{гр}$ — площадь сечения грудной клетки. Экспериментально установлено, что при протекании тока по косой петле отношение $j_{гр}/j_c$ практически постоянно и равно 0,3.

Следовательно, $j_{гр}=4,71$ мкА/мм². Согласно антропологическому атласу, при массе человека 50 кг сечение его грудной клетки равно 384 см². Отсюда получаем среднее значение фибрилляционного тока $\bar{I}=j_{гр}S_{гр}=181$ мА.

Этот метод определения порогов фибрилляции для человека назовем методом «удельных токов».

Сравнивая средние значения фибрилляционных токов, рассчитанных по «весовому» методу со степенной аппроксимацией ($\bar{I}=178$ мА), методу Ф-ДФ ($\bar{I}=175$ мА) и методу «удельных токов» ($\bar{I}=181$ мА), можно отметить, что расхождения между ними очень незначительны. При этом в методах Ф-ДФ и «удельных токов» впервые используются клинические данные, что позволяет судить о высокой надежности результатов, полученных «весовым» методом со степенной аппроксимацией. Учитывая ограниченность клинических данных и необходимость разносторонних, многоплановых исследований пороговых значений фибрилляционных токов, рекомендуется пороговые фибрилляционные токи человека рассчитывать по данным, полученным на животных, используя «весовой метод».

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Dalziel C. F. Threshold 60-cycle fibrillating current. — Trans. IEEE on PAS, 1960, № 50.
2. Киселев А. П. Пороговые значения безопасного тока промышленной частоты. — Труды МИИТ, 1963, вып. 171.
3. Киселев А. П. Пороговые значения тока, вызывающие фибрилляцию сердца. — В кн.: Вопросы электропатологии, электротравматизма и электробезопасности. Фрунзе: Изд. АН Кирг. ССР, 1964, № 4—5.
4. Киселев А. П., Власов С. П. Первичные критерии электробезопасности по току и напряжению при промышленной и повышенных частотах. — В кн.: Тезисы докладов Научно-технической конференции «Электробезопасность в народном хозяйстве». М., 1969.
5. Первичные критерии электробезопасности/Богушевич М. С., Власов С. П., Гурвич Н. Л. и др. — Электричество, 1975, № 5.
6. Ягудаев Б. М., Власов С. П., Гурвич Н. Л. Основные методические принципы разработки критериев и норм электробезопасности. — Промышленная энергетика, 1978, № 3.
7. Geddes L. A. Threshold 60 Hz current required for ventricular fibrillation. — Trans. IEEE on Biomed. Eng., 1973, № 10.
8. Biegelmeier G. Die Bedeutung der z-Schwelle des Herzkammerflimmerns. — Elekt. und Mach., 1976, № 1.
9. Киселев А. П., Власов С. П. К вопросу о критериях электробезопасности. — Промышленная энергетика, 1967, № 5.
10. Кендалл М. Дж., Стьюарт А. Статистические выводы и связи. — М.: Наука, 1973.
11. Крамер Г. Математические методы статистики. М.: Мир, 1975.
12. Watson A. B., Wright J. S. Electrical threshold for ventricular fibrillation in man. — The Med. Journ. of Australia, 1973, July.

[12.01.82]

УДК 621.039.637

Особенности разряда индуктивного накопителя на катушку с лайнером

БЕЛАН В. Г., ИВАНОВ И. А., ЛОТОЦКИЙ А. П.

Параметры схемы разряда индуктивного накопителя на катушку с лайнером должны быть выбраны таким образом, чтобы максимальное ускоряющее напряжение U_a [1] не превышало допустимого уровня U_{max} , определяемого пределом электрической прочности разрывных коммутаторов. Тем самым ограничено снизу и время нарастания тока в катушке τ , поскольку переключающее напряжение $U_0 \leq U_a$. Необходимо выяснить, как изменяются начальные параметры системы в зависимости от τ и когда эти изменения не оказывают влияния на движение лайнера и процессы в схеме при $t > \tau$.

На схеме рис. 1 L_1 — индуктивность накопителя, R и L_R — сопротивление и индуктивность выключателя, L_C — индуктивность катушки с лайнером, L_F — индуктивность участка цепи между выключателем и катушкой (активное сопротивление этого участка и катушки с лайнером не учитывается; ниже будет показано, в каких случаях это возможно), I_R — ток выключателя, I — ток через катушку. Предполагается, что к моменту подключения катушки цепь разрывного коммутатора предыдущей ступени разомкнулась полностью (если коммутация многоступенчатая).