



中华人民共和国国家标准

GB/T 13870.1—2022/IEC 60479-1:2018

代替 GB/T 13870.1—2008, GB/T 13870.3—2003

电流对人和家畜的效应 第 1 部分:通用部分

Effects of current on human beings and livestock—
Part 1: General aspects

(IEC 60479-1:2018, IDT)

2022-10-12 发布

2023-05-01 实施

国家市场监督管理总局 发布
国家标准化管理委员会

目 次

前言	V
引言	VI
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
3.1 一般定义	2
3.2 在 15 Hz~100 Hz 范围内的正弦交流电流的效应	3
3.3 直流电流的效应	4
4 人体与家畜的阻抗	4
4.1 通则	4
4.2 人体内阻抗(Z_i)	4
4.3 皮肤阻抗(Z_s)	4
4.4 人体总阻抗(Z_T)	5
4.5 影响人体初始电阻(R_0)的因素	5
4.6 人体总阻抗值(Z_T)	5
4.6.1 大、中、小接触表面积的人体总阻抗	5
4.6.2 关于大的接触表面积的 50 Hz/60 Hz 的正弦交流电流	5
4.6.3 关于中等的和小的接触表面积的 50 Hz/60 Hz 的正弦交流电流	7
4.6.4 频率 20 kHz 及以上的正弦交流电流	10
4.6.5 直流电流	10
4.7 人体初始电阻(R_0)值	11
4.8 家畜躯体阻抗的特征	11
5 在 15 Hz~150 Hz 范围内正弦交流电流的效应	11
5.1 通则	11
5.2 感知阈	12
5.3 反应阈	12
5.4 活动抑制阈	12
5.5 摆脱阈	12
5.6 心室纤维性颤动阈	12
5.7 与电击相关的其他效应	13
5.8 电流对皮肤的效应	13
5.9 时间/电流区域的说明(见图 20)	13
5.10 心脏电流系数(F)的应用	14
6 直流电流的效应	15
6.1 通则	15
6.2 感知阈和反应阈	15

6.3	活动抑制阈和摆脱阈	15
6.4	心室纤维性颤动阈	15
6.5	电流的其他效应	15
6.6	时间/电流区域的说明(见图 22)	16
6.7	心脏系数	16
6.8	直流对阳极和阴极的效应	32
附录 A (规范性)	对活人和尸体进行的人体总阻抗 Z_T 的测定及其结果的系统分析	35
附录 B (规范性)	频率对人体总阻抗(Z_T)的影响	38
附录 C (规范性)	直流电流的人体总电阻(R_T)	39
附录 D (资料性)	Z_T 计算的示例	40
附录 E (资料性)	心室纤维性颤动理论	42
附录 F (资料性)	易损性上限(ULV)和易损性下限(LLV)的值	43
附录 G (资料性)	电击评估中的电路仿真方法	44
附录 H (规范性)	电流通过家畜躯体的效应	46
H.1	通则	46
H.2	家畜心室纤维性颤动风险的主要考虑因素	46
H.3	家畜躯体阻抗特性	46
H.4	动物的内阻(Z_i)	47
H.5	毛皮和皮肤的阻抗(Z_p)	47
H.6	蹄的阻抗(电阻)(Z_h, R_h)	47
H.7	躯体总阻抗(Z_T)	48
H.8	躯体总电阻(R_o)	48
H.9	躯体总阻抗的数值(Z_T)	48
H.10	躯体的初始电阻的数值(R_o)	49
H.11	15 Hz~100 Hz 范围交流正弦电流通过家畜的效应(R_o)	49
H.11.1	通则	49
H.11.2	反应阈	49
H.11.3	心室纤维性颤动阈	50
参考文献		53
图 1	人体阻抗	17
图 2	人体内部的部分阻抗 Z_{ip}	17
图 3	人体内部阻抗的简化示意图	18
图 4	干燥、水湿润和盐水湿润条件,大的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流,接触电压 U_T 为 25 V~700 V,50%被测对象的人体总阻抗 Z_T (50%)	19
图 5	干燥条件,50 Hz 交流接触电压时,一个活人的总阻抗 Z_T 与接触表面积之间的关系曲线	20
图 6	干燥条件,50 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V,电流最大持续时间为 25 ms,从右手到左手的两食指尖的电流路径与从右手到左手的大的接触表面积的路径相比较,一个活人的 人体测定总阻抗 Z_T 与接触电压 U_T 之间的关系曲线	21

图 7	干燥条件,大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 10 000 mm ² 、1 000 mm ² 和 100 mm ²),活人的 50%被测对象的人体总阻抗 Z_T 与 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的关系曲线	22
图 8	水湿润条件,大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 10 000 mm ² 、1 000 mm ² 和 100 mm ²),活人 50%被测对象的人体总阻抗 Z_T 与 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的关系曲线	23
图 9	盐水湿润条件,大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 10 000 mm ² 、1 000 mm ² 和 100 mm ²),活人 50%被测对象的人体总阻抗 Z_T 与 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的关系曲线	24
图 10	干燥条件,手到手的电流路径,大的接触表面积,接触电压为 10 V 时,10 个活人测定的人体总阻抗 Z_T 与频率从 25 Hz~20 kHz 的关系曲线	24
图 11	干燥条件,手到手的电流路径,大的接触表面积,接触电压为 25 V 时,一个活人测定的人体总阻抗 Z_T 与频率从 25 Hz~2 kHz 的关系曲线	25
图 12	干燥条件,手到手或手到脚的电流路径,大的接触表面积,接触电压为 10 V~1 000 V 时,一个活人测定的人体总阻抗 Z_T 与频率从 50 Hz~150 kHz 的关系曲线	25
图 13	干燥条件,电流路径为手到手,大的接触表面积,50 Hz/60 Hz 交流和直流接触电压至 700 V 时,活人 50%被测对象的人体总阻抗 Z_T 和总电阻 R_T 测定的统计值	26
图 14	人的皮肤状况与电流密度 I_T 和电流的持续时间之间的关系曲线	26
图 15	测定人体阻抗 Z_T 与接触表面积之间关系曲线的电极	27
图 16	干燥条件,电流路径为手到手,大的接触表面积测定的交流接触电压 U_T 和接触电流 I_T 的示波图	28
图 17	心搏期间心室图	29
图 18	易损期心室纤维性颤动的触发——对心电图(ECG)和血压的影响	29
图 19	取自实验的狗、猪和羊的心室纤维性颤动的数据;交流接触电压为 220 V 和 380 V,人体总阻抗 Z_T (5%),电流路径为手到手横向流动方向的电气事故统计的人的心室纤维性颤动数据	30
图 20	电流路径为左手到双脚的交流电流(15 Hz~100 Hz)对人效应的约定的时间/电流区域(说明见表 11)	31
图 21	干燥条件,电流路径为手到手,大的接触表面积,关于直流的接触电压 U_T 和接触电流 I_T 的示波图	31
图 22	电流路径为纵向向上的直流电流对人效应的约定的时间/电流区域(说明见表 13)	32
图 23	60 Hz 正弦电流的摆脱电流	32
图 24	直流电流对阳极和阴极的影响	33
图 25	直流电压脉冲刺激单个心脏的细胞	34
图 G.1	Hart ^[33] 的电气模型中的电击包括惊吓反应效应	44
图 H.1	用于电流通过母牛躯体相关部位从鼻子到腿部的路径的电流和阻抗	47
图 H.2	电流路径从鼻到四肢(路径 A)和从前腿到后腿(路径 B)的动物阻抗图	47

图 H.3	牛的总躯体阻抗图, 占总数量百分比的 5%	49
图 H.4	羊的心室纤维性颤动	51
图 H.5	羊的最小致颤电流与重量的关系, 电击持续时间为 3 s ^[55]	52
图 H.6	各种家畜的最小致颤电流(平均值)与重量的关系, 电击持续时间为 3 s ^[53]	52
表 1	干燥条件, 大的接触表面积, 50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T	5
表 2	水湿润条件, 大的接触表面积, 50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T	6
表 3	盐水湿润条件, 大的接触表面积, 50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T	7
表 4	干燥条件, 中等的接触表面积, 电流路径为手到手, 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)	8
表 5	水湿润条件, 中等的接触表面积, 电流路径为手到手, 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)	8
表 6	盐水湿润条件, 中等的接触表面积, 电流路径为手到手, 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 5 Ω 数值)	9
表 7	干燥条件, 小的接触表面积, 电流途径为手到手, 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)	9
表 8	水湿润条件, 小的接触表面积, 电流路径为手到手, 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)	9
表 9	盐水湿润条件, 小的接触表面积, 电流路径为手到手, 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 5 Ω 的数值)	10
表 10	干燥条件, 大的接触表面积, 直流电流路径为手到手的人体总电阻 R_T	11
表 11	一手到双脚的通路, 交流 15 Hz~100 Hz 的时间/电流区域(图 20 区域的简要说明)	13
表 12	不同电流路径的心脏电流系数 F	14
表 13	直流——手到双脚通路的时间/电流区域(图 22 区域的简要说明)	16
表 A.1	干燥条件, A 型电极, 偏差系数 F_D (5% 和 95%) 和人体总阻抗 Z_T	35
表 A.2	干燥、水湿润和盐水湿润条件, B 型电极, 偏差系数 F_D (5% 和 95%) 和人体总阻抗 Z_T	35
表 A.3	干燥、水湿润和盐水湿润条件, 偏差系数 F_D (5% 和 95%) 的人体总阻抗 Z_T	35
表 A.4	大的、中等的和小的接触表面积, 干燥和水湿润条件, 接触电压 U_T 为 25 V~400 V 的偏 差系数 F_D (5%) 和 F_D (95%)	36
表 D.1	干燥条件, 双手到双脚的电流路径, 手为中等的接触表面积, 双脚为大的接触表面积, 降低 系数 0.8, 50% 被测对象的人体总阻抗数值和接触电流 I_T 的电生理效应	41
表 G.1	身体阻抗示例(未补偿)	45
表 H.1	交流电压直到 230 V, 50 Hz/60 Hz, 牛蹄的阻抗(电阻) (Z_h 、 R_h)	48
表 H.2	交流 50 Hz/60 Hz, 接触电压直到 230 V, 牛的躯体总阻抗 (Z_T)	48
表 H.3	牛的躯体初始阻抗 (R_0)	49
表 H.4	对于不同种类的家畜, 在交流 50 Hz/60 Hz ^[53] 、 ^[54] 电击持续时间为 3 s 的心室颤动阈值	51

前 言

本文件按照 GB/T 1.1—2020《标准化工作导则 第 1 部分：标准化文件的结构和起草规则》的规定起草。

本文件是 GB/T 13870《电流对人和家畜的效应》的第 1 部分。GB/T 13870 已经发布了以下部分：

- 第 1 部分：通用部分；
- 第 2 部分：特殊情况；
- 第 4 部分：雷击效应；
- 第 5 部分：生理效应的接触电压阈值。

本文件代替 GB/T 13870.1—2008《电流对人和家畜的效应 第 1 部分：通用部分》和 GB/T 13870.3—2003《电流对人和家畜的效应 第 3 部分：电流通过家畜躯体的效应》。本文件以 GB/T 13870.1—2008 为主，整合了 GB/T 13870.3—2003 中的内容。与 GB/T 13870.1—2008 相比，除结构调整和编辑性改动外，主要技术变化如下：

- 增加了总体阻抗的适用范围，将总体阻抗的适用范围扩展到 150 kHz 的频率范围（见 4.6.4，图 12）；
- 增加了直流对阳极和阴极的效应，澄清阳极与阴极的直流脉冲的差异（见 6.8）；
- 增加了心室纤维性颤动阈值，将单脉冲的心室纤维性颤动阈值扩展至 1 μ s 脉冲宽度（见附录 E）；
- 增加了 GB/T 13870.3—2003 关于电流通过家畜躯体效应的特别内容，此内容已纳入规范性附录 H（见附录 H）。

本文件等同采用 IEC 60479-1:2018《电流对人和家畜的效应 第 1 部分：通用部分》。

请注意本文件的某些内容可能涉及专利。本文件的发布机构不承担识别专利的责任。

本文件由全国建筑物电气装置标准化技术委员会（SAC/TC 205）提出并归口。

本文件起草单位：中机中电设计研究院有限公司、北京兴电国际工程管理有限公司、余姚市嘉荣电子电器有限公司、施耐德电气（中国）有限公司、西门子（中国）有限公司。

本文件主要起草人：陈彤、王殿光、胡建平、钱加灿、唐颖、胡宏宇、杨宏峰、甄灼。

本文件及其所代替文件的历次版本发布情况为：

- 1992 年首次发布为 GB/T 13870.1—1992，2008 年第一次修订；
- 2003 年首次发布为 GB/T 13870.3—2003；
- 本次为第二次修订。

引 言

GB/T 13870 旨在提供电流对人和家畜的效应,并用于制定电气安全的要求。拟由以下部分构成。

- 第 1 部分:通用部分。目的在于提供了电流对人和家畜的效应的基本导则。
- 第 2 部分:特殊情况。目的在于阐述频率在 100 Hz 以上的正弦交流通过人体的效应。
- 第 4 部分:雷击效应。目的在于阐述雷电对人和家畜效应的基本参数及其可变性。
- 第 5 部分:生理效应的接触电压阈值。目的在于对第 1 部分中人体阻抗和生理效应的电流阈值进行分析,提供接触电压-持续时间组合阈值曲线。

为了避免在解释本文件时出现错误,必须强调的是,所列举的数据主要是根据对动物进行的试验以及由临床观察所获得的资料。只有少数短时间电击电流的试验是在活人身上进行的。

由于对动物进行研究所获得的数据偏于保守,因此本文件对包括儿童在内的生理条件正常的人都适用,而与年龄和体重无关。

然而,还有其他方面要予以考虑,诸如故障的概率、与带电或故障部件接触的概率、接触电压与故障电压的比值、获得的经验、技术可行性和经济性。在确定安全要求时需要认真考虑这些参数,例如:电气装置内保护电器的操作特性。

通过本文件形式总结了迄今取得的成果,而这些成果正被 IEC TC 64 技术委员会用作制定电击防护要求的依据。考虑到这些成果的重要性,有充分理由使之成为一份 IEC 出版物,以使需要这种资料的其他 IEC 委员会和国家,可将其作为导则使用。

本文件适用于主要由电流引起死亡的心室纤维性颤动阈。最近对心脏生理学和纤维性颤动阈研究工作成果的分析,得出了有可能更好地理解主要物理参数的影响,尤其是电流流过持续时间的影响。

本文件包含有关人体阻抗和人体电流阈对各种生理效应的资料,这种资料可以被组合,以便引用于电流通过人体的路径,接触的潮湿条件以及皮肤的接触面积等交流、直流接触电压阈的评估。

本文件更适用于电流的效应。在对人和家畜的有害效应进行评估时,其他的非电气现象,包括跌倒、发热、起火或其他现象都要被考虑。这些问题超出了本文件的范围,但就其本身而言,可能是极为重要的。

目前正在考虑进一步的实验数据,例如最近正在进行的“用离散傅里叶光谱激发的电流诱发心室纤维性颤动”的实验工作,旨在提供频率系数数据。

家畜躯体的阻抗特性和正弦交流电的效应在附录 H 中进行了描述。

电流对人和家畜的效应

第 1 部分：通用部分

1 范围

本文件提供了电流对人和家畜的效应的基本导则。

就通过人体的一条给定的电流路径而言,对人的危险主要取决于电流的数值和通电时间。但是在许多情况下,以下各条款规定的时间/电流区域,实际上并不直接用于电击防护的设计。必须以时间为函数的接触电压(即通过人体的电流与人体阻抗的乘积)的允许极限值作为判据。由于人体的阻抗随接触电压而变化。所以电流与电压的关系不是线性的,因此需要给出其关系数据。人体的不同部分如皮肤、血液、肌肉、其他的组织和关节对电流呈现的阻性和容性分量组成了人体阻抗。

人体阻抗的数值取决于若干因素,特别是电流路径,接触电压、电流的持续时间、频率、皮肤潮湿程度、接触表面积、施加的压力和温度。

本文件中所列阻抗值主要是对尸体和少数活人身上进行测定所得的数据仔细审核而得的。

交流电流对人体的效应,基本上以电气装置中最常用的频率为 50 Hz 或 60 Hz 的交流电流效应的有关研究结果为依据,但所给出的数据被认为可适用于 15 Hz~100 Hz 的频率范围,在此范围起始端频率的阈值比 50 Hz 或 60 Hz 的阈值要高,主要是要考虑心室纤维性颤动的危险,因为它是致命事故的主要机制。

从直流应用的数量来看,直流发生的事故比预期的要少得多,只有在其非常不利的情况下,例如在矿井中才会发生致命事故;部分原因是被抓住的直流带电体较易于摆脱,以及当电击持续时间大于心搏周期时,直流电流的心室颤动阈比交流的要高得多。

该基本安全出版物主要用于技术委员会根据 IEC Guide 104 和 ISO /IEC Guide 51 中规定的原则编制标准时使用的。它不适用于制造商或认证机构。

在适用的情况下,技术委员会的职责是在准备编写出版物时使用基本安全出版物。除非明确提及或包含在相关出版物中,否则基本安全出版物的要求、测试方法或测试条件将不适用。

2 规范性引用文件

下列文件中的内容通过文中的规范性引用而构成本文件必不可少的条款。其中,注日期的引用文件,仅该日期对应的版本适用于本文件;不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

IEC Guide 104:2010 安全出版物的制定和基础安全出版物与分类安全出版物的使用(The preparation of safety publications and the use of basic safety publications and group safety publications)

ISO/IEC Guide 51:2014 安全方面 标准中包括安全因素的编写导则(Safety aspects—Guide Lines for their inclusion in standards)

3 术语和定义

下列术语和定义适用于本文件。

ISO 和 IEC 用于标准化维护术语数据库,可在如下所示地址获取:

- IEC 电子百科: <http://www.electropedia.org/>
- ISO 在线浏览平台: <http://www.iso.org/obp>

3.1 一般定义

3.1.1

纵向电流 longitudinal current

纵向流过人体躯干的电流(如从手到脚)。

3.1.2

横向电流 transverse current

横向流过人体躯干的电流(如从手到手)。

3.1.3

人体内阻抗 internal impedance of the human body

Z_i

与人体两个部位相接触的两电极间的阻抗,不计皮肤阻抗。

注:对于家畜,蹄的阻抗(如果有的话)也被忽略。

3.1.4

皮肤阻抗 impedance of the skin

Z_s

皮肤上的电极与皮下可导电组织之间的阻抗。

3.1.5

人体总阻抗 total impedance of the human body

Z_T

人体内阻抗与皮肤阻抗的矢量和(见图 1)。

注:对于家畜, Z_T 是内部阻抗与毛皮、皮肤和蹄的阻抗的矢量和(如果有的话)(见附录 H 的图 H.1)

3.1.6

毛皮和皮肤的阻抗 impedance of the hide and skin

Z_p

毛皮和/或皮肤上的电极与下面的导电组织之间的阻抗。

3.1.7

蹄的阻抗 impedance of the hoof

Z_h

蹄下电极与蹄上方导电组织之间的阻抗。

3.1.8

人体初始电阻 initial resistance of the human body

R_0

在接触电压出现瞬间,限制电流峰值的电阻。

注:对于家畜躯体的毛皮的电阻(如果有的话)被忽略,但蹄的电阻(如果有的话)包括在内。

3.1.9

干燥条件 dry condition

人在正常室内环境条件下休息时,皮肤接触面的湿度条件。

3.1.10

水湿润条件 water-wet condition

浸入于市政供水(平均电阻率 $\rho = 3\ 500\ \Omega \cdot \text{cm}$, pH=7~9)的水中 1 min,皮肤接触面的条件。

3.1.11

盐水湿润条件 saltwater-wet condition

浸入于 3% NaCl(氯化钠)的水溶液(平均电阻率 $\rho=30 \Omega \cdot \text{cm}$, pH=7~9)中 1 min, 皮肤接触面的条件。

注: 假设盐水湿润状态模拟出汗人员或人员浸入海水后的皮肤状况。还有进一步调查研究的必要。

3.1.12

偏差系数 deviation factor **F_D**

在给定的接触电压, 人口某百分数的人体总阻抗 Z_T 除以人口 50%百分数的人体总阻抗 Z_T :

$$F_D(X\%, U_T) = \frac{Z_T(X\%, U_T)}{Z_T(50\%, U_T)}$$

3.2 在 15 Hz~100 Hz 范围内的正弦交流电流的效应

3.2.1

感知阈 threshold of perception

通过人体能引起任何感觉的接触电流的最小值。

3.2.2

反应阈 threshold of reaction

能引起肌肉不自觉收缩接触电流的最小值。

3.2.3

摆脱阈 threshold of let-go

人手握电极能自行摆脱电极时接触电流的最大值。

3.2.4

活动抑制阈 threshold of immobilization

流经受影响的人或家畜(或人体或家畜的一部分)的身体的最小电流值, 只要电流流过就会导致人或家畜无法自主移动的肌肉反应。

3.2.5

心室纤维性颤动阈 threshold of ventricular fibrillation

通过人体能引起心室纤维性颤动的接触电流的最小值。

3.2.6

心脏—电流系数 heart-current factor **F**

电流通过某一路径在心脏中所产生的电场强度(电流密度)与该等量接触电流通过左手到双脚时在心脏内产生的电场强度(电流密度)之比。

注: 在心脏内, 电流密度与电场强度成正比。

3.2.7

易损期 vulnerable period

心搏周期中较短的一段时间, 在此期间心室纤维处于不协调的兴奋状态, 如果受到足够大的电流激发, 就会发生心室纤维性颤动。

注: 易损期对应于心电图中 T 波的前段, 约为心搏周期的 10%(见图 17 和图 18)。

3.3 直流电流的效应

3.3.1

人体总电阻 **total body resistance**

R_T

人体内部电阻与皮肤电阻之和。

3.3.2

直流/交流的等效系数 **D.C./A.C.equivalence factor**

k

直流电流与其能诱发相同心室纤维性颤动概率的等效的交流电流的方均根(r.m.s.)值之比。

注：以电击持续时间超过一个心搏周期，并且心室纤维性颤动概率为 50% 为例，对 10 s 的等效系数约为：

$$k = \frac{I_{D.C. - \text{纤维性跳动}}}{I_{D.C. - \text{纤维性跳动(r.m.s.)}}} = \frac{300 \text{ mA}}{80 \text{ mA}} = 3.75 \text{ (见图 20 和图 22)}。$$

3.3.3

向上电流 **upward current**

通过人体使脚处于正极性的直接接触电流。

3.3.4

向下电流 **downward current**

通过人体使脚处于负极性的直接接触电流。

4 人体与家畜的阻抗

4.1 通则

人体的阻抗值取决于许多因素，尤其是电流路径、接触电压、电流的持续时间、频率、皮肤的潮湿程度、接触的表面积、施加的压力和温度。

关于人体阻抗的示意图如图 1 所示。

注：人体模型电路见附录 G。

4.2 人体内阻抗(Z_i)

人体内阻抗大部分可认为是阻性的。其数值主要由电流路径决定，与接触表面积的关系较小。

注 1：测定表明，人体内阻抗存在很少的电容分量(见图 1 中的虚线)。

图 2 所示为人体不同部位的内阻抗，是以手到脚为路径的阻抗百分数表示。

对于电流路径为手到手或手到脚时，阻抗主要是四肢(手臂和腿)。若忽略人体躯干的阻抗，可得出如图 3 所示的简化的电路图。

注 2：为简化电路，假设手臂和腿的阻抗值相同。

4.3 皮肤阻抗(Z_s)

皮肤阻抗可视为由半绝缘层和许多小的导体(毛孔)组成的电阻和电容的网络。当电流增加时皮肤阻抗下降。有时可见到电流的痕迹(见 4.7)。

皮肤的阻抗值取决于电压、频率、通电时间，接触的表面积、接触的压力、皮肤的潮湿程度、皮肤的温度和种类。

对较低的接触电压，即使是同一个人，其皮肤阻抗值也会随着条件的不同而具有很大的变化，如接触的表面积和条件(干燥、潮湿、出汗)、温度、快速呼吸等。对于较高的接触电压，则皮肤阻抗显著地下

降,而当皮肤击穿时,变得可以忽略了。

至于频率的影响,则是频率增加时皮肤阻抗减少。

4.4 人体总阻抗(Z_T)

人体总阻抗是由电阻性和电容性分量组成的。

对比较低的接触电压,皮肤阻抗 Z_s 具有显著的变化,而人体总阻抗 Z_T 也随之有很大的类似变化。对于比较高的接触电压,则皮肤阻抗对总阻抗的影响越来越小,而它的数值接近于人体内阻抗的 Z_i 值,见图 4~图 9。

关于频率的影响,计及频率与皮肤阻抗的依从关系,人体总阻抗在直流时较高,且随着频率增加而减少。

4.5 影响人体初始电阻(R_0)的因素

在接触电压出现的瞬间,人体电容尚未充电,所以皮肤阻抗 Z_{s1} 和 Z_{s2} 可忽略不计,故初始电阻 R_0 约等于人体内阻抗 Z_i (见图 1),初始电阻 R_0 主要取决于电流路径,与接触表面积关系较少。

初始电阻 R_0 限制了短脉冲电流的峰值(例如来自电栅栏控制器的电击)。

4.6 人体总阻抗值(Z_T)

4.6.1 大、中、小接触表面积的人体总阻抗

在干燥、水湿润和盐水湿润条件下的大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 10 000 mm²、1 000 mm²和 100 mm²),活人 50%被测对象的人体总阻抗,在交流接触电压 U_T 从 25 V~200 V 时的关系曲线,如图 7~图 9 所示。

4.6.2 关于大的接触表面积 50 Hz/60 Hz 的正弦交流电流

在表 1~表 3 中的人体总阻抗值,适用于具备下列条件的活人,即在干燥(表 1)、水湿润(表 2)和盐水湿润(表 3)条件下的大的接触表面积(数量级为 10 000 mm²),而且电流路径为手到手。

在图 4 中所表示的是分别在干燥、水湿润和盐水湿润的条件下,对于大的接触表面积,接触电压一直到 700 V,50%被测对象的人体总阻抗的范围。

表 1~表 3 表示的是已知的活着的成年人的人体总阻抗 Z_T 的数值。关于对儿童的人体总阻抗 Z_T ,就目前所获得的知识,预期稍高于成年,但数量级相同。

表 1 干燥条件,大的接触表面积,50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	1 750	3 250	6 100
50	1 375	2 500	4 600
75	1 125	2 000	3 600
100	990	1 725	3 125
125	900	1 550	2 675
150	850	1 400	2 350
175	825	1 325	2 175
200	800	1 275	2 050

表 1 干燥条件,大的接触表面积,50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T (续)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
225	775	1 225	1 900
400	700	950	1 275
500	625	850	1 150
700	575	775	1 050
1 000	575	775	1 050
渐近值=内阻抗	575	775	1 050

注 1: 有些测定表明,电流路径为手到脚的人体总阻抗,稍低于电流路径为手到手的人体总阻抗(10%~30%)。
 注 2: 对于活人的 Z_T 值,相应于电流的持续时间约为 0.1 s。对于更长的持续时间, Z_T 值可能减少(约 10%~20%),而当皮肤完全破裂后,则 Z_T 接近于内阻抗 Z_i 。
 注 3: 对于电压为 230 V 的标准值(网络—系统 3 N~230 V/400 V),可以假设人体总阻抗值与接触电压为 225 V 时相同。
 注 4: Z_T 值被舍入到 25 Ω 的数值。

表 2 水湿润条件,大的接触表面积,50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	1 175	2 175	4 100
50	1 100	2 000	3 675
75	1 025	1 825	3 275
100	975	1 675	2 950
125	900	1 550	2 675
150	850	1 400	2 350
175	825	1 325	2 175
200	800	1 275	2 050
225	775	1 225	1 900
400	700	950	1 275
500	625	850	1 150
700	575	775	1 050
1 000	575	775	1 050
渐近值=内阻抗	575	775	1 050

注 1: 有些测定表明,电流路径为手到脚的人体总阻抗,稍低于电流路径为手到手的人体总阻抗(10%~30%)。
 注 2: 对于活人的 Z_T 值,相应于电流的持续时间约为 0.1 s。对于更长的持续时间, Z_T 值可能减少(约 10%~20%),而当皮肤完全破裂后,则 Z_T 接近于内阻抗 Z_i 。
 注 3: 对于电压为 230 V 的标准值(网络—系统 3 N~230 V/400 V),可以假设人体总阻抗值与接触电压为 225 V 时相同。
 注 4: Z_T 值被舍入到 25 Ω 的数值。

表 3 盐水湿润条件,大的接触表面积,50 Hz/60 Hz 交流电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	960	1 300	1 755
50	940	1 275	1 720
75	920	1 250	1 685
100	880	1 225	1 655
125	850	1 200	1 620
150	830	1 180	1 590
175	810	1 155	1 560
200	790	1 135	1 530
225	770	1 115	1 505
400	700	950	1 275
500	625	850	1 150
700	575	775	1 050
1 000	575	775	1 050
渐近值=内阻抗	575	775	1 050

注 1: 有些测定表明,电流路径为手到脚的人体总阻抗,稍低于电流路径为手到手的人体总阻抗(10%~30%)。
注 2: 对于活人的 Z_T 值,相应于电流的持续时间约为 0.1 s。对于更长的持续时间, Z_T 值可能减少(约 10%~20%),而当皮肤完全破裂后,则 Z_T 接近于内阻抗 Z_i 。
注 3: 对于电压为 230 V 的标准性(网络-系统 3 N~230 V/400 V),可以假设人体总阻抗值与接触电压上为 225 V 时间的相同。
注 4: Z_T 值被舍入到 5 Ω 的数值。

如附录 A 中所述,在表 1~表 3 中所给予的数值,是从对尸体和活人(成年人、男人和女人)进行测定的结果推算出来的。

在电压高于 125 V 的水湿润条件和电压高于 400 V 盐水湿润条件下的人体总阻抗与干燥条件的数值相同(见图 4)。

4.6.3 关于中等的和小的接触表面积的 50 Hz/60 Hz 的正弦交流电流

人体内阻抗 Z_i 和人体初始电阻 R_0 (见 4.6)的数值,仅是在很小程度上取决于接触表面积。

然而,当接触的表面积非常小为几平方毫米时,其数值是增加的。

皮肤被击穿(对接触电压超过大约为 100 V 和电流比较长的持续时间以后)以后,人体总阻抗 Z_T 接近于内阻抗 Z_i 的数值,而且仅在很小程度上取决于接触的表面积及其潮湿的条件。

在干燥、水湿润和盐水湿润条件下,对 50 Hz 交流接触电压 U_T 从 25 V 变化至 200 V,关于活人已进行的人体总阻抗 Z_T 与接触表面积之间关系的测定,是在附录 A 中予以说明的。

注: 对接触电压在 200 V 以上,关于人或尸体的表面积处于水湿润和盐水湿润条件的 Z_T 还没有有用的数据。

对 50 Hz 的交流接触电压在 25 V~200 V 的范围内,在干燥的条件下,对一个人关于电流路径为手到手的人体总阻抗 Z_T 与接触表面积(从 1 mm² 直至最大约达 8 000 mm²)之间所测定的关系曲线,如图 5 中所示。对于接触电压在 100 V 以下,而且是只有几平方毫米数量级的小的接触表面积,所测定的偏差可能很容易达到平均值的约 +50%,它取决于温度、压力、手掌中的部位等。

在左右两手的食指指尖之间(接触表面积约 250 mm²)的人体总阻抗 Z_T ,与 50 Hz/60 Hz 的交流触

电压从 25 V~200 V 范围之间的关系曲线,如图 6 中所示。

从图 6 中的 1 号曲线可推算出,对 200 V 的接触电压,一根食指的部分阻抗为 1 000 Ω 的数量级。在图 5 和图 6 中所表示的是仅对一个活人进行的人体总阻抗 Z_T 测定的结果。

关于活人的 5%、50%和 95%被测对象的人体总阻抗 Z_T 。根据目前所获得的资料,是在干燥、水湿润和盐水湿润条件下,对于大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别 10 000 mm²、1 000 mm² 和 100 mm²)给出的:

- 对于大的接触表面积,在表 1、表 2 和表 3 中的数据,是在干燥、水湿润和盐水湿润条件下,关于 50 Hz/60 Hz 的交流接触电压 U_T 从 25 V~1 000 V 的范围给出的;
- 对于中等的接触表面积,在表 4、表 5 和表 6 中的数据,是在干燥、水湿润和盐水湿润条件下,关于 50 Hz/60 Hz 的交流接触电压 U_T 从 25 V~200 V 的范围给出的;
- 对于小的接触表面积,在表 7、表 8 和表 9 中的数据,是在干燥、水湿润和盐水湿润条件下,关于 50 Hz/60 Hz 的交流接触电压 U_T 从 25 V~200 V 的范围给出的。

表 4 干燥条件,中等的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	11 125	20 600	38 725
50	7 150	13 000	23 925
75	4 625	8 200	14 750
100	3 000	5 200	9 150
125	2 350	4 000	6 875
150	1 800	3 000	5 050
175	1 550	2 500	4 125
200	1 375	2 200	3 525

表 5 水湿润条件,中等的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	5 050	9 350	17 575
50	4 100	7 450	13 700
75	3 400	6 000	10 800
100	2 800	4 850	8 525
125	2 350	4 000	6 875
150	1 800	3 000	5 050
175	1 550	2 500	4 125
200	1 375	2 200	3 525

表 6 盐水湿润条件,中等的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流接触
电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 5 Ω 数值)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	1 795	2 425	3 275
50	1 765	2 390	3 225
75	1 740	2 350	3 175
100	1 715	2 315	3 125
125	1 685	2 280	3 075
150	1 660	2 245	3 030
175	1 525	2 210	2 985
200	1 350	2 175	2 935

表 7 干燥条件,小的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流接触
电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	91 250	169 000	317 725
50	74 800	136 000	250 250
75	42 550	74 000	133 200
100	23 000	40 000	70 400
125	12 875	22 000	37 850
150	7 200	12 000	20 225
175	4 000	6 500	10 725
200	3 500	5 400	8 650

表 8 水湿润条件,小的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流接触
电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 25 Ω 的数值)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	39 700	73 500	138 175
50	29 800	54 200	99 725
75	22 600	40 000	72 000
100	17 250	30 000	52 800
125	12 875	22 000	37 850
150	7 200	12 000	20 225
175	4 000	6 500	10 725
200	3 500	5 400	8 650

表 9 盐水湿润条件,小的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的人体总阻抗 Z_T (舍入到 5 Ω 的数值)

接触电压/V	不超过下列三项的人体总阻抗 Z_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	5 400	7 300	9 855
50	5 105	6 900	9 315
75	4 845	6 550	8 840
100	4 590	6 200	8 370
125	4 330	5 850	7 900
150	4 000	5 550	7 490
175	3 700	5 250	7 085
200	3 400	5 000	6 750

4.6.4 频率 20 kHz 及以上的正弦交流电流

50 Hz/60 Hz 的人体总阻抗值在更高频率时由于皮肤电容的影响下降;当频率高于 5 kHz 时,近于人体内阻抗 Z_i 。

频率为 20 kHz 及以下,接触电压为 10 V 和 25 V 时所做的测量按附录 B 进行。

图 10 所示为频率与人体总阻抗 Z_T 的关系,其电流路径为手到手、大的接触表面积、接触电压 10 V 和频率由 25 Hz~20 kHz。

图 11 所示为频率与人体总阻抗 Z_T 的关系,其电流路径为手到手、大的接触表面积、接触电压为 25 V 和频率由 25 Hz~2 kHz。由此结果推导出图 12 的一组曲线,它给出人群中 50% 被测对象的人体总阻抗 Z_T 与频率的依赖关系,其接触电压 10 V~1 000 V、频率范围 50 Hz~150 kHz、大的接触表面积和干燥条件下的电流路径为手到手或手到脚。

注:没有在水湿润和盐水湿润条件下进行过测定。

4.6.5 直流电流

人体直流总电阻 R_T 在接触电压约在 200 V 及以下时,由于人的皮肤电容的阻塞作用,比交流人体总阻抗 Z_T 高。

在干燥的条件下,用直流电流和大的接触表面积所做的测量如附录 C 所述。

用附录 C 所述方法确定的直流人体总电阻 R_T 值列于表 10(见图 13 中的实线)。

注:没有在水湿润和盐水湿润条件下进行过测定。

当忽略电压范围在 100 V 以下,交流和直流的 Z_T 之间可能存在的微小差别时,对于水湿润和盐水湿润条件下的大的接触表面积的人体总电阻 R_T ,可以足够精确地根据表 2 和表 3 来确定。对于所有其他情况,交流的数据表可被用作保守的估计。

表 10 干燥条件,大的接触表面积,直流电流路径为手到手的人体总电阻 R_T

接触电压/V	不超过下列三项的人体总电阻 R_T 数值/ Ω		
	被测对象的 5%	被测对象的 50%	被测对象的 95%
25	2 100	3 875	7 275
50	1 600	2 900	5 325
75	1 275	2 275	4 100
100	1 100	1 900	3 350
125	975	1 675	2 875
150	875	1 475	2 475
175	825	1 350	2 225
200	800	1 275	2 050
225	775	1 225	1 900
400	700	950	1 275
500	625	850	1 150
700	575	775	1 050
1 000	575	775	1 050
渐近值=内阻抗	575	775	1 050

注 1: 有些测定表明,对电流路径为手到脚的人体总电阻 R_T ,稍低于电流路径为手到手的值人体总电阻 (10%~30%)。

注 2: 对于活人, R_T 的数值相应于电流的持续时间约为 0.1 s。对较长的持续时间,则 R_T 的数值可能减少 (10%~20%),在皮肤完全破裂后, R_T 接近于人体初始电阻 R_0 。

注 3: R_T 的数值舍入到 25 Ω 的数值。

4.7 人体初始电阻(R_0)值

电流路径为手到手或手到脚和大的接触表面积,对交流和直流的 5% 的人体初始电阻 R_0 的数值,都可取作等于 500 Ω 。对被测对象 50% 和 95% 的值,分别可取作等于 750 Ω 和 1 000 Ω (类似于表 1)。这些数值几乎与接触表面积和皮肤的状况没什么关系。

注: 因为在刚一接触时,皮肤的电容和人体内部的电容都还未被充电,所以初始电阻 R_0 数值,与 50 Hz/60 Hz 的交流人体总阻抗 Z_T 的渐近值和关于直流人体总电阻 R_T 相比,都显稍低。

4.8 家畜躯体阻抗的特征

家畜躯体阻抗的特征按附录 H。

5 在 15 Hz~150 Hz 范围内正弦交流电流的效应

5.1 通则

本章说明频率范围为 15 Hz~150 Hz 的正弦交流电流通过人体时的效应。

注 1: 心室纤维性颤动的给定波形可从附录 F 获得。

通过家畜躯体的正弦交流电的影响按附录 H。

注 2：除非另有说明，以后所说的电流值均为方均根值。

接触电流及其效应的示例如图 20 所示。

5.2 感知阈

感知阈取决于若干参数，如与电极接触的人体的面积（接触面积）、接触的状况（干燥、潮湿、压力、温度），还取决于个人的生理特性。

5.3 反应阈

反应阈取决于若干参数，如与电极接触的人体的面积（接触面积）、接触的状况（干燥、潮湿、压力、温度），还取决于个人的生理特性。

与时间无关的 0.5 mA 的电流值，是在本文件中假设作为当接触可导电的表面时的反应阈。

5.4 活动抑制阈

在本文件中的“活动抑制阈”是一种电流效应，即受电流影响的人的身体（或身体的部分）不能自主地活动。

对肌肉的效应有可能是由于电流通过受损伤的肌肉或通过相关联的神经或相关联的脑髓部分所导致的结果。

能导致活动抑制阈的电流值取决于受损伤肌肉的体积、受电流损伤的神经类型和脑髓的部位。

5.5 摆脱阈

摆脱阈取决于若干参数，如接触面积、电极的形状和尺寸，还取决于个人的生理特性。

在本文件中，约 10 mA 的值是针对成年男人而假设的。

在本文件中，约 5 mA 的数值适用于所有人（见图 23）。

5.6 心室纤维性颤动阈

心室纤维性颤动阈取决于生理参数（人体结构、心脏功能状态等）以及电气参数（电流的持续时间和路径、电流的特性等）。心脏活动的说明见图 17、图 18 和附录 E。

对于正弦波交流（50 Hz 或 60 Hz），如果电流的流通被延长到超过一个心搏周期，则纤维性颤动阈显著地下降。这种效应是由于诱发期外收缩的电流，使心脏不协调的兴奋状态加剧所导致的结果。

当电击的持续时间小于 0.1 s，电流大于 500 mA 时，纤维性颤动就有可能发生，只要电击发生在易损期内，而数安培的电流幅度，则很可能引起纤维性颤动。对于这样的强度而持续的时间又超过一个心搏周期的电击，有可能导致可逆性的心跳停止。

对电流的持续时间超过一个心搏周期，图 19 表示的是来自动物的实验与来自人对电气事故的统计计算的心室纤维颤动阈之间的比较。

在将动物的实验结果施用于人体时，以左手到双脚的电流路径，很方便地建立了一条经验曲线 c_1 （见图 20），在曲线 c_1 以下，纤维性颤动是不大可能发生的。对处于 10 mA~100 mA 之间的短持续时间的高电平区间，被选作从 500 mA~400 mA 的递降的曲线。在电气事故资料的基础上，对持续时间长于 1 s 的较低的电平区间，被选作在 1 s 时的 50 mA 至持续时间长于 3 s 的 40 mA 的递减的曲线。两电平区间用平滑的曲线连接。

根据对动物实验结果的统计计算，建立了分别为 5% 和 50% 的纤维性颤动概率的曲线 c_2 和 c_3 （见图 20）。曲线 c_1 、 c_2 和 c_3 适用于关于左手到双脚的电流路径。

5.7 与电击相关的其他效应

其他的电气效应,如肌肉收缩、血压上升、心跳脉冲的形成和传导的紊乱(包括心室纤维性颤动和瞬时的心律失常)都可能发生。这些效应通常并非是致命的。

如果有数安培电流持续的时间超过数秒,则深度的烧伤和其他的内部伤害都可能产生。也可能见到外表烧伤。

高压事故不可能导致心室纤维性颤动的后果,而是产生其他的心搏停止的形式。这在事故统计方面被证明,并由动物的实验得到确认。然而,目前还没有足够的资料来鉴别这些情况的可能性。

心室纤维性颤动是致命的,因为它会阻止输送所需氧气的血液流动。不涉及心室纤维性颤动的电气事故也可能是致命的。其他的效应有可能影响呼吸,或妨碍人大声呼救。这些相关机理包括呼吸调节的功能紊乱、呼吸肌肉的麻痹、肌肉的神经中枢活动通路的破坏和头脑内部呼吸调节机理的破坏。这些效应如若持久,则不可避免地会导致死亡。如果人要从可逆性呼吸效应中恢复原状,则必须强制性地实施果断的人工呼吸。尽管如此,其人仍有可能死亡。如果电流通过如脊髓或呼吸调节中枢这种关键部分,则很可能发生死亡。这些效应都在考虑中,而且相应的阈也还没有被定义。

强的横跨膜电场可能破坏细胞,尤其是细长的细胞,如骨骼肌肉的细胞。这并不是热的效应。这些情况可见于高强度、短持续时间的人体电流(如由于瞬间与高压配电线接触),它们作为例子已被观察到。强电场跨越细胞膜可能在膜中诱发毛孔的形成。这种效应被称为电制孔。这些毛孔可能是稳定的,而且基本上是全密闭的,或可能增大而变成不稳定的,并继而引起细胞膜破裂。于是,组织不可逆地被破坏了。这时可能发生组织坏死,常常需要将受伤的肢体截肢。电制孔不限于任何特殊的电流幅度或任何特殊的电流路径或流通的持续时间。相关的非电伤害,如外伤性的伤害应予以考虑。

5.8 电流对皮肤的效应

图 14 表示人皮肤的变化与电流密度 I_T (mA/mm²) 和电流的持续时间之间的关系曲线。

作为指导,可给出下列数据。

- 在 10 mA/mm² 以下,一般对皮肤观察不到变化,当电流的持续时间较长(若干秒)时,在电极下的皮肤可能是灰白色的粗糙表面(0 区)。
- 在 10 mA/mm² ~ 20 mA/mm² 之间,在电极边缘的皮肤变红出现带有类似的略带白色的隆起的波纹(1 区)。
- 在 20 mA/mm² ~ 50 mA/mm² 之间,在电极下的皮肤呈现褐色并深入皮肤。对于电流持续更长的时间(几十秒),在电极周围可观察到充满电流痕迹(2 区)。
- 在 50 mA/mm² 以上,可能发生皮肤被碳化(3 区)。
- 采用大的接触表面积,尽管是致命的电流幅度,而电流密度仍可降低到不会引起皮肤的任何的变化。

5.9 时间/电流区域的说明(见图 20)

表 11 给出了一手到双脚路径,不同生理效应的时间/电流区域和边界。

表 11 一手到双脚的路径,交流 15 Hz~100 Hz 的时间/电流区域(图 20 区域的简要说明)

区域	范围	生理效应
AC-1	0.5 mA 的曲线 a 的左侧	有感知的可能性,但通常没有被“吓一跳”的反应

表 11 一手到双脚的路径,交流 15 Hz~100 Hz 的时间/电流区域(图 20 区域的简要说明)(续)

区域	范围	生理效应
AC-2	曲线 a 至曲线 b	可能有感知和不自主地肌肉收缩,但通常没有有害的电生理学效应
AC-3	曲线 b 至曲线 c	可强烈地不自主地肌肉收缩。呼吸困难。可逆性的心脏功能障碍。活动抑制可能出现。随着电流的幅度而加剧效应。通常没有预期的器官破坏
AC-4 ^a	曲线 c ₁ 以上	可能发生病理一生理学效应,如心脏停搏、呼吸停止以及烧伤或其他细胞的破坏。心室纤维性颤动的概率随着电流的幅度和时间而增加
	c ₁ -c ₂	AC-4.1 心室纤维性颤动的概率增到大约 5%
	c ₂ -c ₃	AC-4.2 心室纤维性颤动的概率增到大约 50%
	曲线 c ₃ 的右侧	AC-4.3 心室纤维性颤动的概率超过 50%
^a 电流的持续时间在 200 ms 以下,如果相关的阈被超过,心室纤维性颤动只有在易损期内才能被激发。关于心室纤维性颤动,图 20 与在从左手到双脚的路径中流通的电流效应相关。对其他电流路径,需考虑心脏电流系数。		

5.10 心脏电流系数(F)的应用

心脏电流系数用以计算通过除左手到双脚以外其他路径的电流 I_h ,此电流与图 20 中的左手到双脚的 I_{ref} 具有同样心室纤维性颤动的危险:

$$I_h = \frac{I_{ref}}{F}$$

式中:

I_h ——表 12 中各路径的人体电流;

I_{ref} ——图 20 中的路径为左手到双脚的人体电流;

F ——表 12 中的心脏电流系数。

注:心脏电流系数被认为只是作为各种电流路径心室纤维性颤动相对危险的大致估算。对于不同电流路径的心脏电流系数见表 12。

表 12 不同电流路径的心脏电流系数 F

电流路径	心脏电流系数 F
左手到左脚、右脚或双脚	1.0
双手到双脚	1.0
左手到右手	0.4
右手到左脚、右脚或双脚	0.8
背脊到右手	0.3
背脊到左手	0.7
胸膛到右手	1.3
胸膛到左手	1.5
臀部到左手、右手或到双手	0.7
左脚到右脚	0.04

示例:从手到手的 225 mA 的电流与从左手到双脚的 90 mA 的电流,具有产生心室纤维性颤动的相同的可能性。

6 直流电流的效应

6.1 通则

本章说明通过人体的直流电流的效应。

注 1:术语“直流电流”是指无纹波直流电流。然而,关于纤维性颤动效应,对于含有不大于 10% 方均根值的正弦纹波电流的直流,本章给出的数据是保守的。

注 2:纹波的影响在 IEC 60479-2:2019 的第 5 章中叙述。

注 3:对于电流的持续时间在 10 ms 以下,见 IEC 60479-2:2019 的第 6 章。

接触电流及其效应的示例如图 21 中所示。

6.2 感知阈和反应阈

这两个阈取决于若干参数,如接触面积、接触状况(干燥度、湿度、压力、温度)、通电时间和个人的生理特点。与交流不同,在感知阈水平时直流只有在接通和断开时才有感觉,而在电流流过期间不会有其他感觉。在与交流类似的研究条件下测得的反应阈约为 2 mA。

6.3 活动抑制阈和摆脱阈

与交流不同,直流没有确切的活动抑制阈或摆脱阈。只有在电流接通和断开时,才会引起肌肉疼痛和痉挛状收缩。

6.4 心室纤维性颤动阈

如同在交流纤维颤动阈中所说明的(见 5.6),直流的纤维性颤动阈也取决于生理和电气参数。由电气事故资料得知,通常纵向电流才会有心室纤维性颤动的危险。至于横向电流,由动物实验得知在更高的电流强度时也可能发生。

从动物的实验及电气事故资料得知,向下电流的纤维性颤动阈,约为向上电流的两倍。

电击时间长于一个心搏周期时,直流的纤维性颤动阈比交流要高好几倍。当电击时间短于 200 ms 时,其纤维性颤动阈和交流以方均根的阈值大致相同。

由动物实验所获得的绘制的曲线,适用于纵向向上的(脚为正极性的)电流。在图 22 中的曲线 c_2 和 c_3 表示计算的电流强度和持续时间的组合,在这种情况下,当电流路径为纵向通过躯体(即从左前肢到双后脚)时,则动物的心室纤维性颤动的概率分别约为 5% 和 50%。曲线 c_1 表示电流和持续时间的组合,低于曲线 c_1 ,根据对动物的研究,对电流通过人体的同样的纵向通路,则心室纤维性颤动的可能比预计低很多。最新的研究表明对于人的心室纤维性颤动阈,对每一个持续时间而言,都高于与动物相比的电流幅度。例如,对于健康的人,其左手到双脚的阈电流,对于长的电流持续时间,可能是 200 mA 的数量级。然而,并不是所有人的心脏都是健康的,而且有些疾病可能会影响心室纤维性的颤动阈。具有不健康心脏状况的某些人,其心室纤维性颤动阈低于正常标准,但对减少的量并无准确地了解。因此,图 22 所表示的以研究动物为依据的 c_1 曲线,用于说明关于人的心室纤维性颤动阈是保守的估计。还没有在 c_1 曲线以下电击死亡的电气事故,这表明,对于所有人而言, c_1 曲线或许是保守的。对于纵向向下的电流(双脚为负极性),以近似于 2 的系数,应将曲线都变换到比较高的电流幅度。

6.5 电流的其他效应

电流接近 100 mA 时,通电期间,四肢有发热感。在接触面的皮肤内感到疼痛。

300 mA 以下横向电流流过人体几分钟时,随着时间和电流量的增加,可引起可逆的心律失常、电

流伤痕、烧伤、头昏以及有时失去知觉。超过 300 mA 时,往往会失去知觉。

电流达数安培延续超过几秒,则可能发生深度烧伤或其他损伤,甚至死亡。

像电制孔(见 5.7)这样的效应,有可能因直流电路和交流电路的接触而引起。

需考虑非电气伤害,如外伤的伤害。

6.6 时间/电流区域的说明(见图 22)

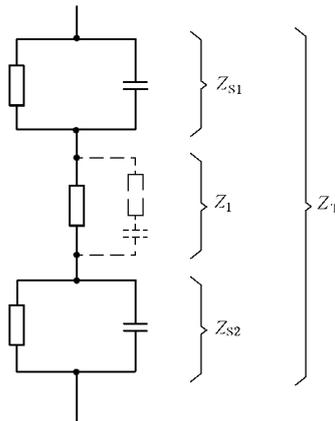
表 13 给出了手到脚路径,不同生理效应的时间/电流区域和边界。

表 13 直流——手到双脚通路的时间/电流区域(图 22 区域的简要说明)

区域	范围	生理效应
DC-1	2 mA 曲线 a 的左侧	当接通、断开或快速变化的电流流通时,可能有轻微的刺痛感
DC-2	曲线 a 至曲线 b	实质上,当接通、断开或快速变化的电流流通时,很可能发生无意识的肌肉收缩,但通常没有有害的电气生理效应
DC-3	曲线 b 的右侧	随着电流的幅度和时间的增加,在心脏中很可能发生剧烈地无意识的肌肉反应和可逆的脉冲成形传导的紊乱。通常没有所预期的器官损坏
DC-4 ^a	曲线 c ₁ 以上	有可能发生病理—生理学效应,如心脏停搏、呼吸停止以及烧伤或其他细胞的破坏。心室纤维性颤动的概率也随着电流的幅度和时间而增加
	c ₁ -c ₂	DC-4.1 心室纤维性颤动的概率增加到约 5%
	c ₂ -c ₃	DC-4.2 心室纤维性颤动的概率增加到约 50%
	曲线 c ₃ 的右侧	DC-4.3 心室纤维性颤动的概率增加大于 50%
^a 在电流的持续时间 200 ms 以下,如果相关的阈被超过,则心室纤维性颤动只有在易损期内才能被激发。图 22 的心室纤维性颤动,与路径为左手到双脚而且是向上流动的电流效应相关。至于其他的电流路径,已由心脏电流系数予以考虑。		

6.7 心脏系数

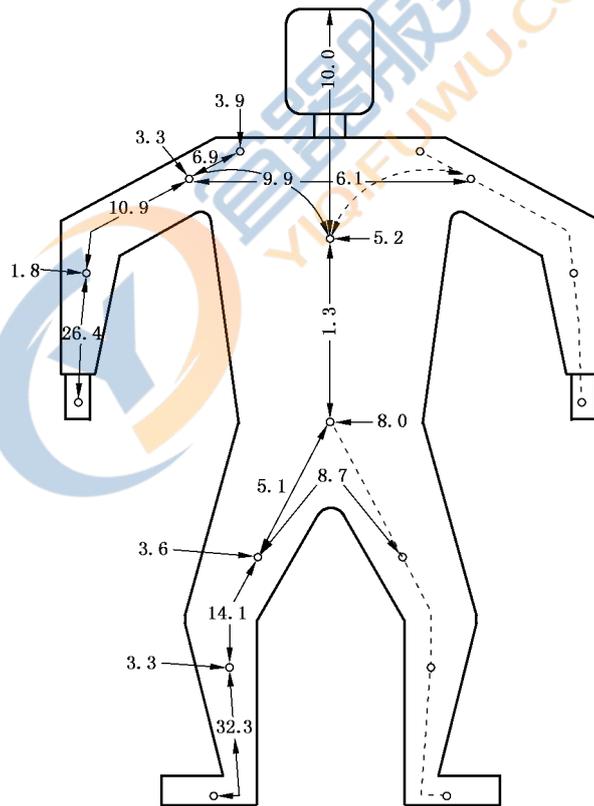
与对交流电流(见 5.8)一样,心脏系数也适用于直流电流。



标引序号说明：

- Z_1 —— 内阻抗；
- Z_{S1} 、 Z_{S2} —— 皮肤阻抗；
- Z_T —— 总阻抗。

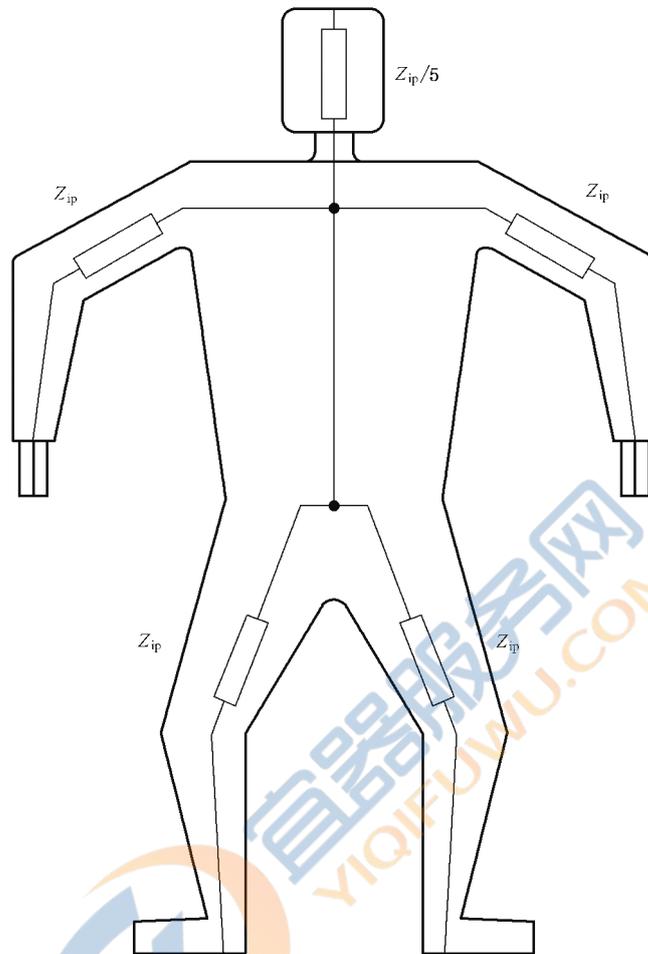
图 1 人体阻抗



数字表示相对于路径为手到脚的相关的人体部分内阻抗的百分数。

为了计算关于所给出的电流路径的人体总阻抗 Z_T ，对电流流通的人体所有部分的部分内阻抗 Z_{ip} 以及接触表面积的皮肤阻抗都应相加。人体外面的数字表示，当电流进入那点时，才要加到总数中的部分内阻抗。

图 2 人体内部的部分阻抗 Z_{ip}

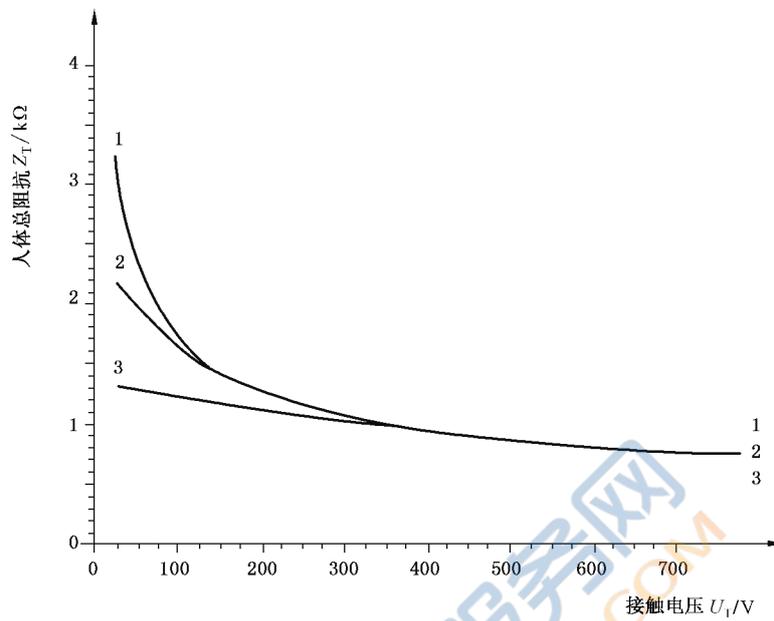


标引序号说明：

Z_{ip} ——一个肢体(手臂或腿)部分的内阻抗。

注：从一手到双脚的内阻抗约是 75%，从双手到双脚为 50%，而从双手到人体躯干的阻抗为手到手或一手到一脚阻抗的 25%。

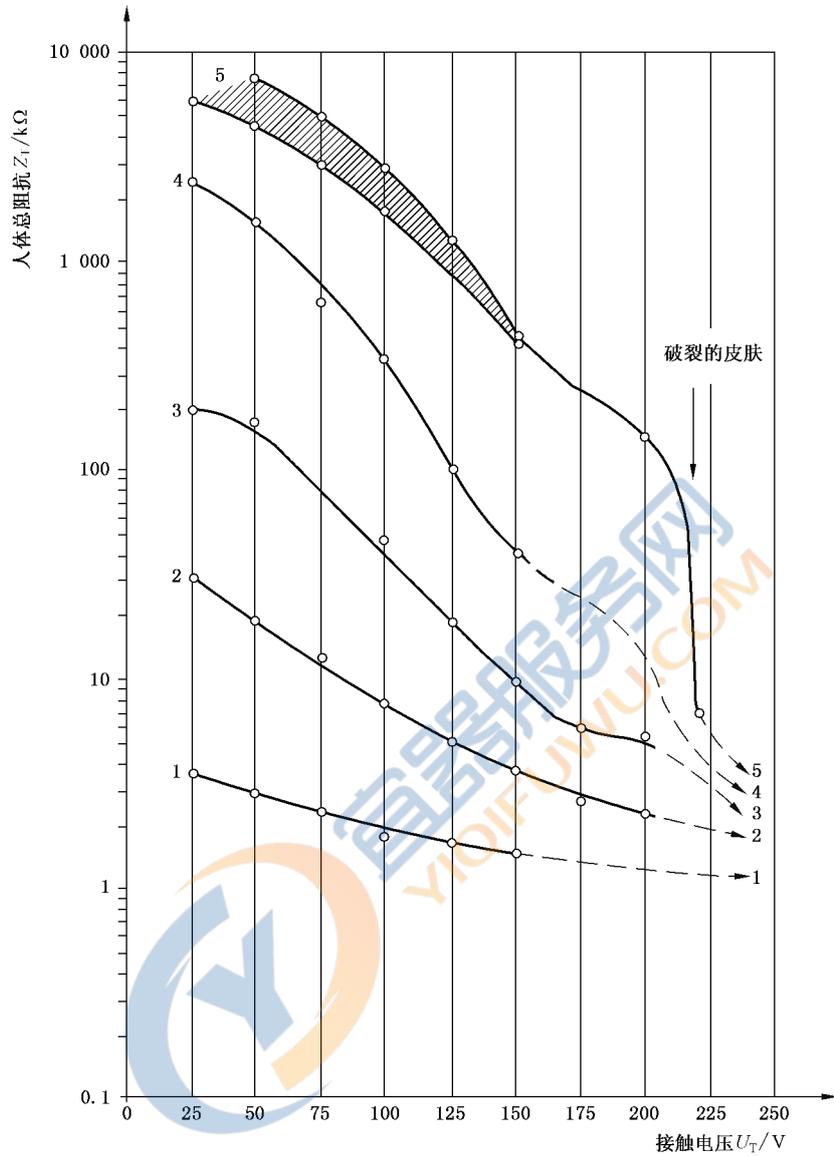
图 3 人体内部阻抗的简化示意图



标引序号说明：

- 1——干燥条件(表 1)；
- 2——水湿润条件(表 2)；
- 3——盐水湿润条件(表 3)。

图 4 干燥、水湿润和盐水湿润条件,大的接触表面积,电流路径为手到手,50 Hz/60 Hz 交流,接触电压 U_T 为 25 V~700 V,50%被测对象的人体总阻抗 Z_T (50%)



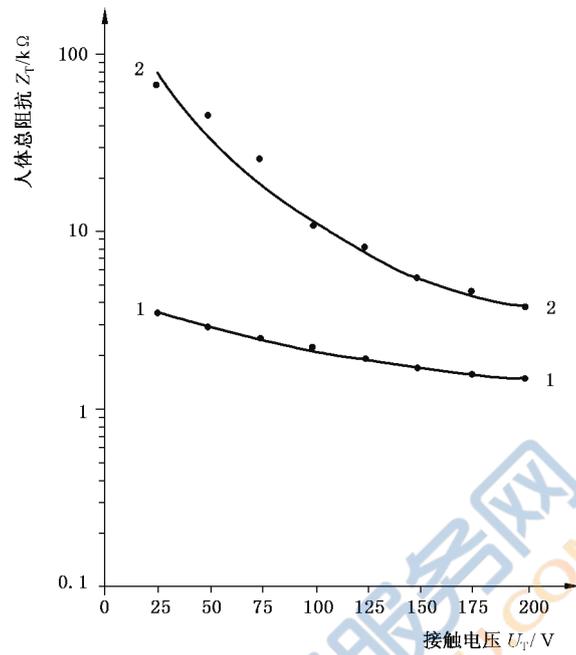
标引序号说明：

- 1——接触表面积 8 200 mm²；
- 2——接触表面积 1 250 mm²；
- 3——接触表面积 100 mm²；
- 4——接触表面积 10 mm²；
- 5——接触表面积 1 mm²。

(在 220 V 时皮肤击穿)

注：至于更详细的内容见附录 D。

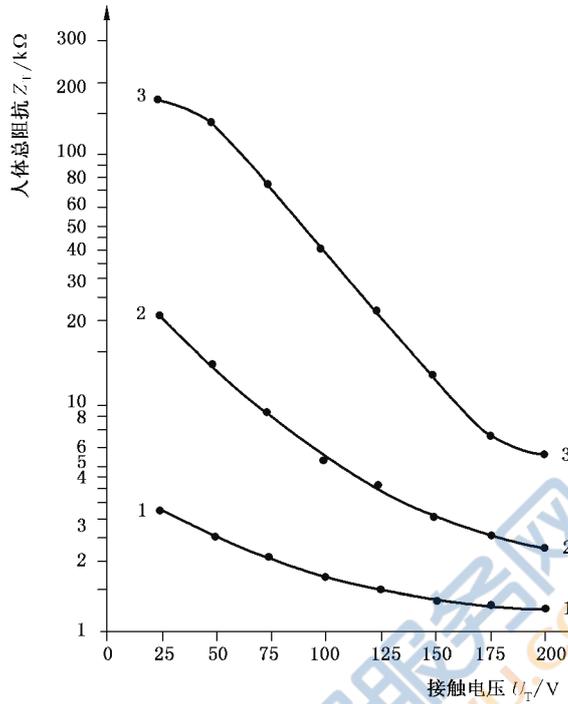
图 5 干燥条件, 50 Hz 交流接触电压时, 一个活人的总阻抗 Z_T 与接触表面积之间的关系曲线



标引序号说明：

- 1——大的接触表面积(约 8 000 mm²), 电流路径为手到手；
 2——两指尖的表面积(约 250 mm²), 电流路径为从右手食指指尖到左手食指指尖。

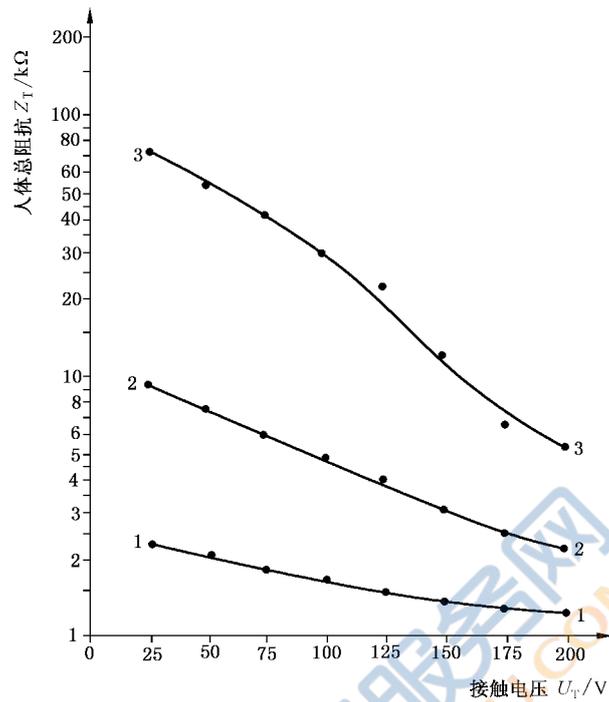
图 6 干燥条件, 50 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V, 电流最大持续时间为 25 ms, 从右手到左手的两食指指尖的电流路径与从右手到左手的大的接触表面积的路径相比较, 一个活人的人体测定总阻抗 Z_T 与接触电压 U_T 之间的关系曲线



标引序号说明：

- 1——大的接触表面积,A型电极(数量级为 10 000 mm²),根据表 1 数据;
- 2——中等的接触表面积,B型电极(数量级为 1 000 mm²),根据表 4 数据;
- 3——小的接触表面积,C型电极(数量级为 100 mm²),根据表 7 数据。

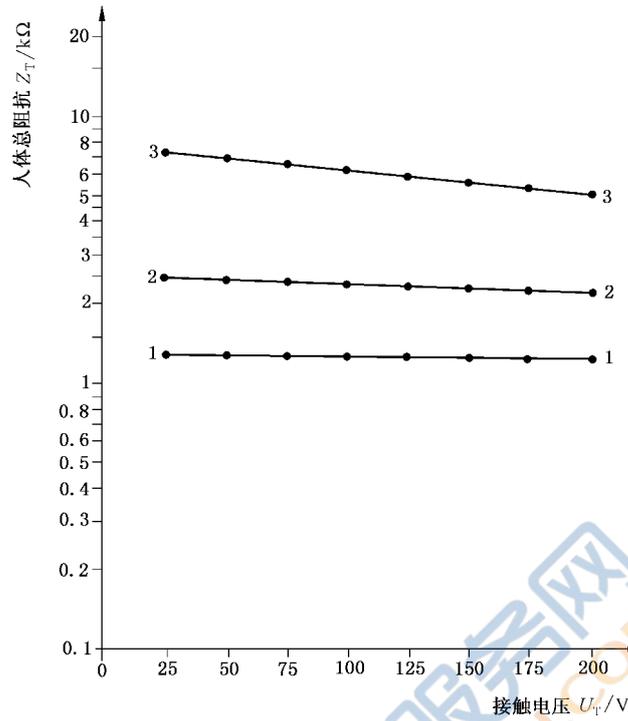
图 7 干燥条件,大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 10 000 mm²、1 000 mm² 和 100 mm²),活人的 50% 被测对象的人体总阻抗 Z_T 与 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的关系曲线



标引序号说明:

- 1——大的接触表面积,A型电极(数量级为 $10\,000\text{ mm}^2$),根据表 2 数据;
- 2——中等的接触表面积,B型电极(数量级为 $1\,000\text{ mm}^2$),根据表 5 数据;
- 3——小的接触表面积,C型电极(数量级为 100 mm^2),根据表 8 数据。

图 8 水湿润条件,大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 $10\,000\text{ mm}^2$ 、 $1\,000\text{ mm}^2$ 和 100 mm^2),活人 50%被测对象的人体总阻抗 Z_T 与 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的关系曲线



标引序号说明:

- 1——大的接触表面积, A型电极(数量级为 10 000 mm²), 根据表 3 数据;
- 2——中等的接触表面积, B型电极(数量级为 1 000 mm²), 根据表 6 数据;
- 3——小的接触表面积, C型电极(数量级为 100 mm²), 根据表 9 数据。

图 9 盐水湿润条件, 大的、中等的和小的接触表面积(数量级分别为 10 000 mm²、1 000 mm² 和 100 mm²), 活人 50% 被测对象的人体总阻抗 Z_T 与 50 Hz/60 Hz 交流接触电压 U_T 为 25 V~200 V 的关系曲线

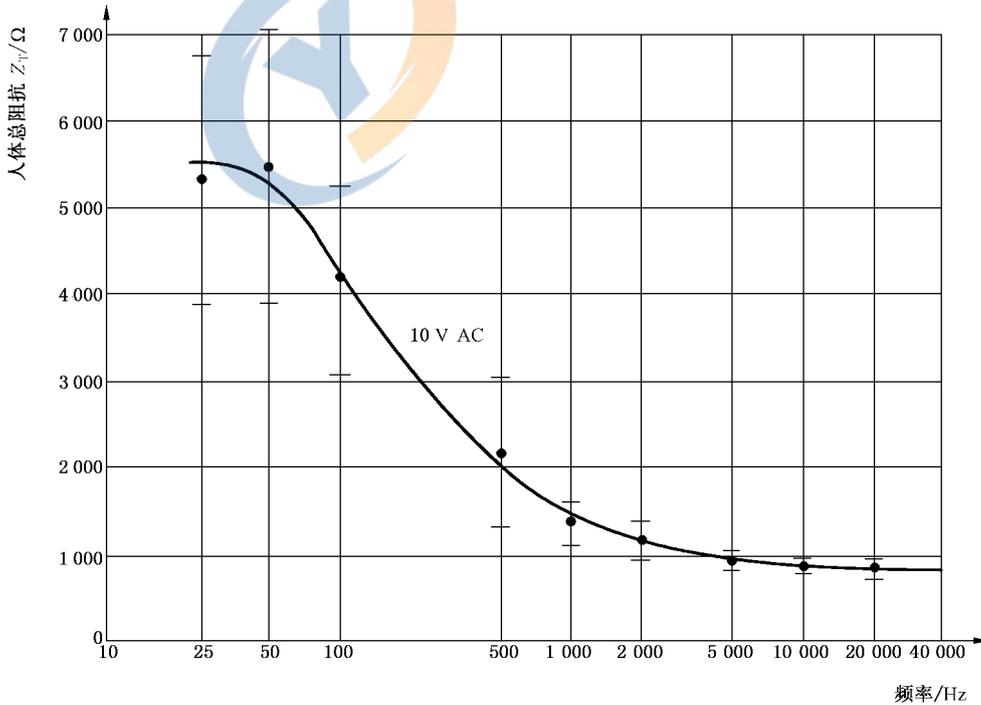


图 10 干燥条件, 手到手的电流路径, 大的接触表面积, 接触电压为 10 V 时, 10 个活人测定的人体总阻抗 Z_T 与频率从 25 Hz~20 kHz 的关系曲线

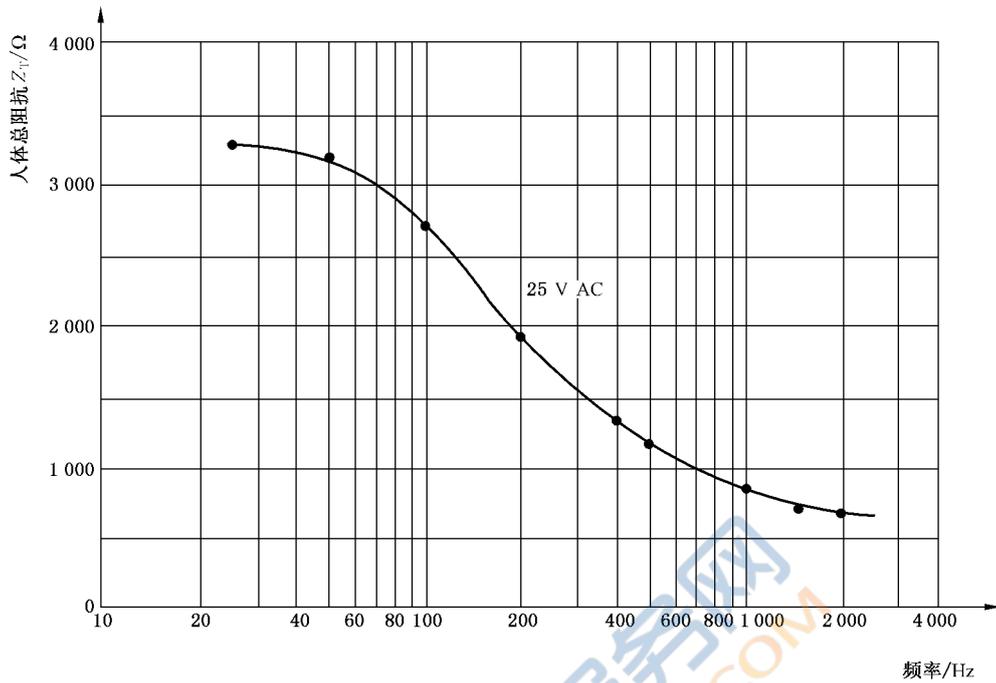


图 11 干燥条件,手到手的电流路径,大的接触表面积,接触电压为 25 V 时,一个活人测定的人体总阻抗 Z_T 与频率从 25 Hz~2 kHz 的关系曲线

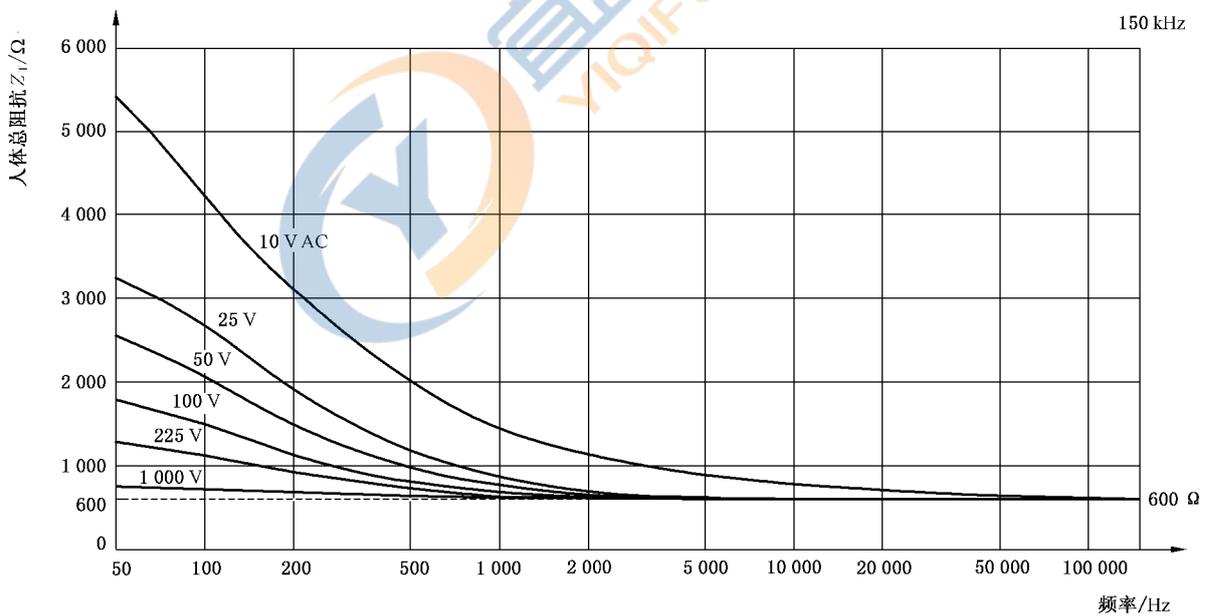
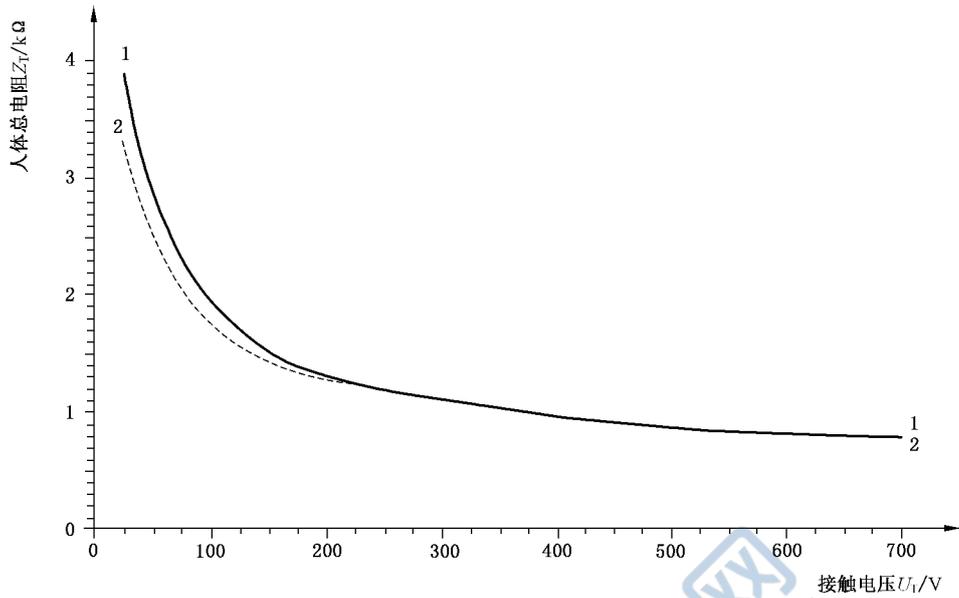


图 12 干燥条件,手到手或手到脚的电流路径,大的接触表面积,接触电压为 10 V~1 000 V 时,一个活人测定的人体总阻抗 Z_T 与频率从 50 Hz~150 kHz 的关系曲线

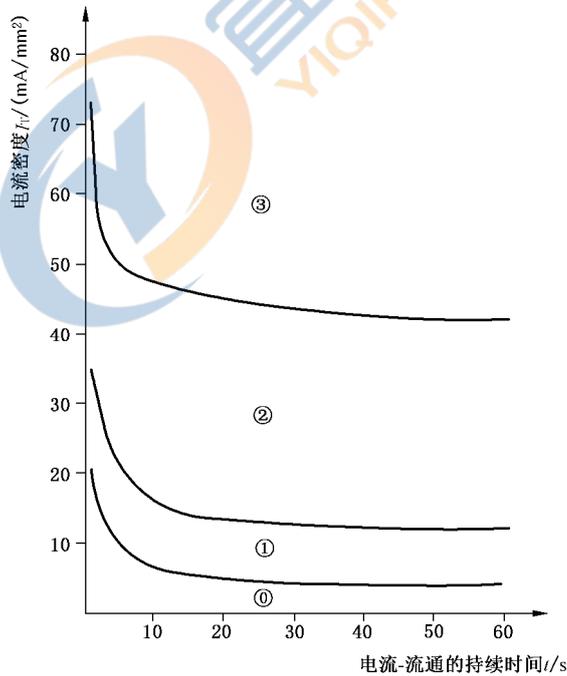


标引序号说明：

1——直流的人体电阻；

2——交流 50 Hz 的人体阻抗 Z_T 。

图 13 干燥条件, 电流路径为手到手, 大的接触表面积, 50 Hz/60 Hz 交流和直流接触电压至 700 V 时, 活人 50% 被测对象的人体总阻抗 Z_T 和总电阻 R_T 测定的统计值



标引序号说明：

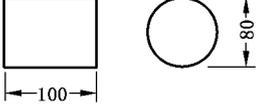
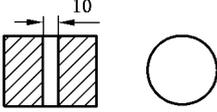
区域 3——呈现皮肤碳化；

区域 2——呈现电流伤痕；

区域 1——呈现皮肤变红；

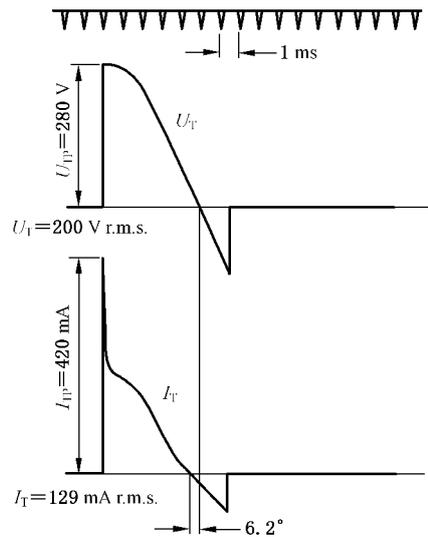
区域 0——没有效应。

图 14 人的皮肤状况与电流密度 I_T 和电流的持续时间之间的关系曲线

电极型号	接触面积	接触面积大小 有效面积/mm ² 数量级/mm ²	附图/mm
A	黄铜圆柱	大的 8 200 10 000	
B	用绝缘带适当包覆的圆环形	中等的 1 250 1 000	
C	用绝缘带适当包覆的方形	小的 100 100	
D	绝缘材料圆柱上的圆形电极	10	
E	绝缘材料圆柱上的圆形电极 ^{a,b}	1	

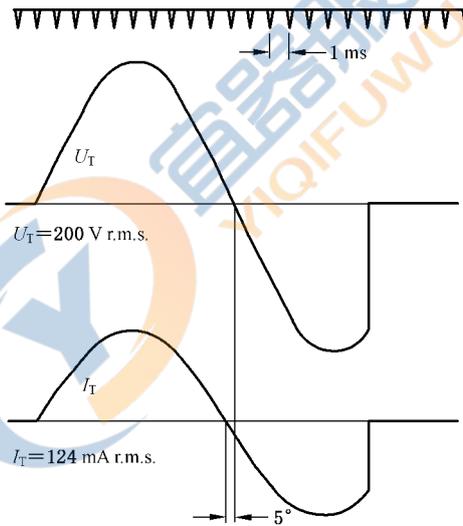
^a 在这种形式内,还有 4 个面积为 1 mm² 的电极,成十字的位于距圆柱表面中心的电极 30 mm 处,以便测定在手掌内对于这些点的偏差。
^b 用这种电极测定的结果表明,几乎没有可再现性。

图 15 测定人体阻抗 Z_T 与接触表面积之间关系曲线的电极



$U_T=200$ V 交流(方均根值), 电流的持续时间为 6.5 ms。 $I_T=129$ mA(方均根值), 接触电流的峰值 $I_{TP}=420$ mA, 人体总阻抗 $Z_T=1550$ Ω , 人体初始电阻 $R_0=666$ Ω , 电流通过的路径为手到手。双臂、双肩和两腿具有强烈疼痛的感觉和不自觉的肌肉反应。身体是抬起的, 这意味着两腿的肌肉已经受到冲击了。

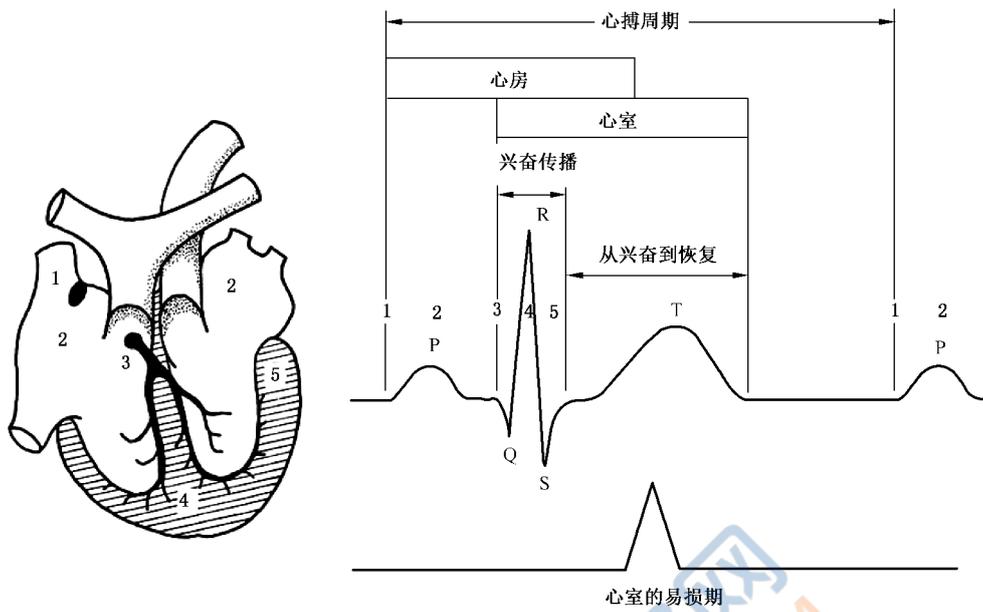
a) 在接触电压的峰值时进行接触



$U_T=200$ V 交流(方均根值), 电流的持续时间为 16.5 ms, $I_T=124$ mA(方均根值), 在电流的示波图中没有尖峰, 人体总阻抗 $Z_T=1613$ Ω , 生理效应如 a) 图所述。

b) 在接触电压过零时进行接触

图 16 干燥条件, 电流路径为手到手, 大的接触表面积测定的交流接触电压 U_T 和接触电流 I_T 的示波图



标引序号说明：

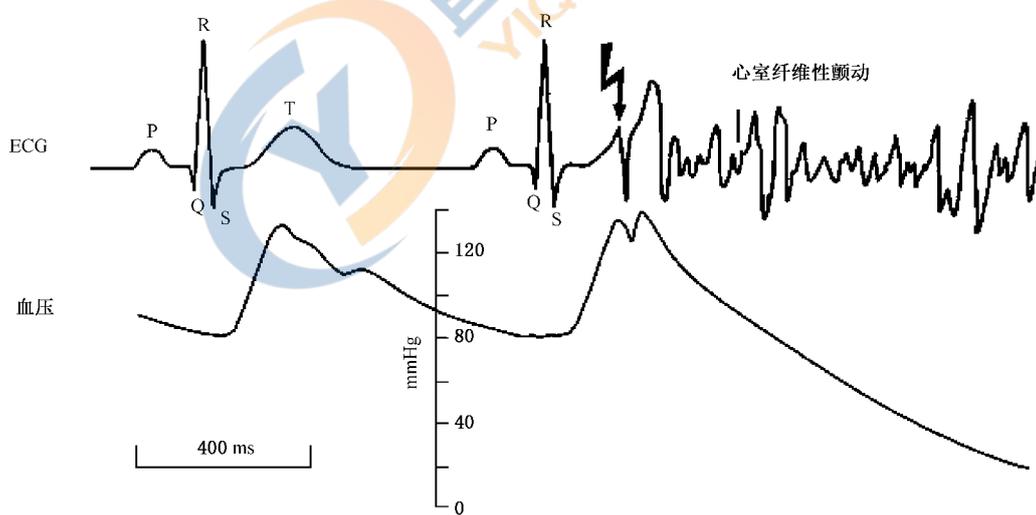
P ——心房去极化间隔；

QRS——心室去极化间隔；

T ——心室复极化间隔。

注：数字表示兴奋传导的后续阶段。

图 17 心搏期间心室图



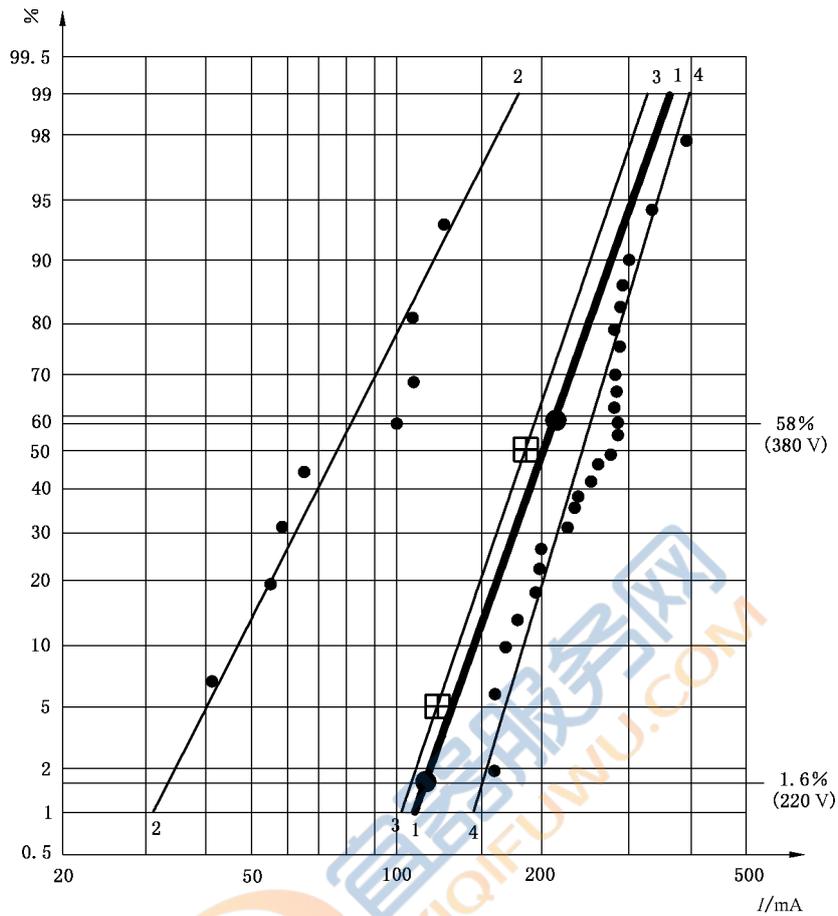
标引序号说明：

P ——心房去极化间隔；

QRS——心室去极化间隔；

T ——心室复极化间隔。

图 18 易损期心室纤维性颤动的触发——对心电图(ECG)和血压的影响



标引序号说明：

- 1 —— 由对事故统计计算的关于人的纤维性颤动的资料($U_T=220\text{ V}, 1.6\%$; $U_T=380\text{ V}, 58\%$)；
- 2 —— 电流的持续时间为 5 s 时,关于狗的心室纤维性颤动的资料；
- 3 —— 电流的持续时间大于 1.5 倍心搏周期时,关于猪的纤维性颤动的资料；
- 4 —— 电流的持续时间为 3 s 时,关于羊的纤维性颤动的资料；
- —— 根据事故统计的计算数据($U_T=220\text{ V}, 1.6\%$ 和 $U_T=380\text{ V}, 58\%$, I_T 分别为 110 mA 和 220 mA)；
- ⊠ —— 对猪测定的统计数据 [$I(5\%)=120\text{ mA}$, $I(5\%)=180\text{ mA}$]。

用心脏-电流系数 $F=0.4$ 校正的数据。

图 19 取自实验的狗、猪和羊的心室纤维性颤动的数据；交流接触电压为 220 V 和 380 V，人体总阻抗 $Z_T(5\%)$ ，电流路径为手到手横向流动方向的电气事故统计的人的心室纤维性颤动数据

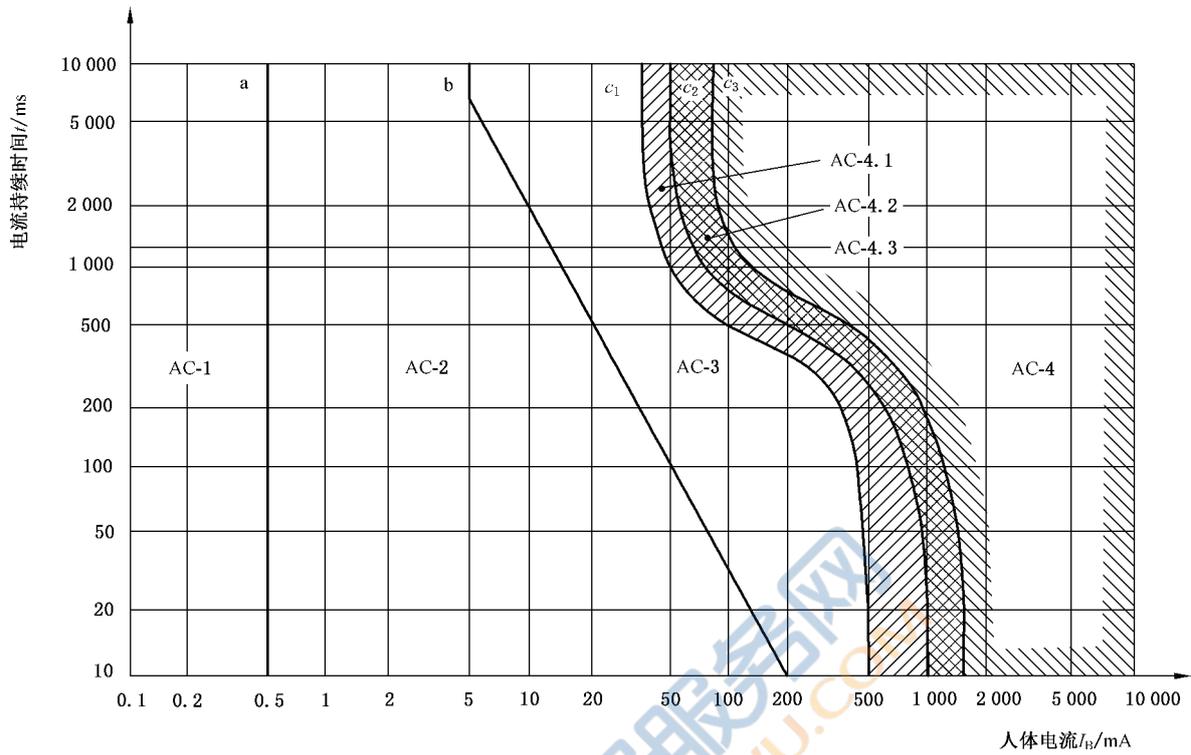
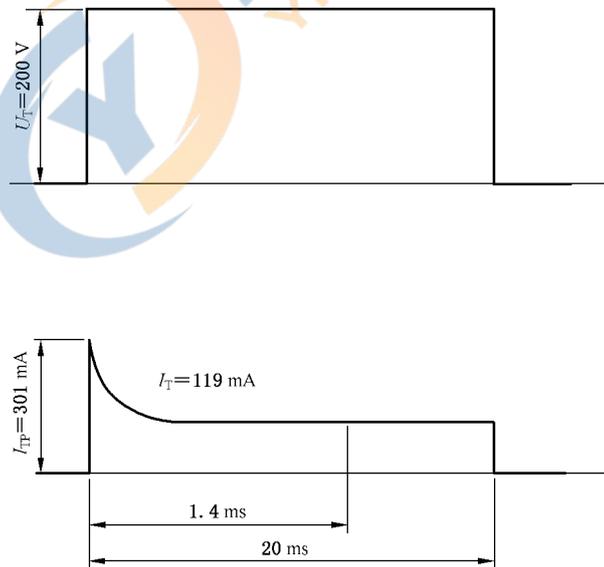


图 20 电流路径为左手到双脚的交流电流(15 Hz~100 Hz) 对人效应的约定的时间/电流区域(说明见表 11)



$U_T = 200$ V 直流, 持续时间为 20 ms, 接触电流 $I_T = 119$ mA, 峰值 $I_{TP} = 301$ mA, 人体总电阻 $R_T = 1\ 681$ Ω , 人体初始电阻 $R_0 = 664$ Ω 。双臂和双肩有强烈的、烧灼的感觉和无意识的肌肉痉挛。

图 21 干燥条件, 电流路径为手到手, 大的接触表面积, 关于直流的接触电压 U_T 和接触电流 I_T 的示波图

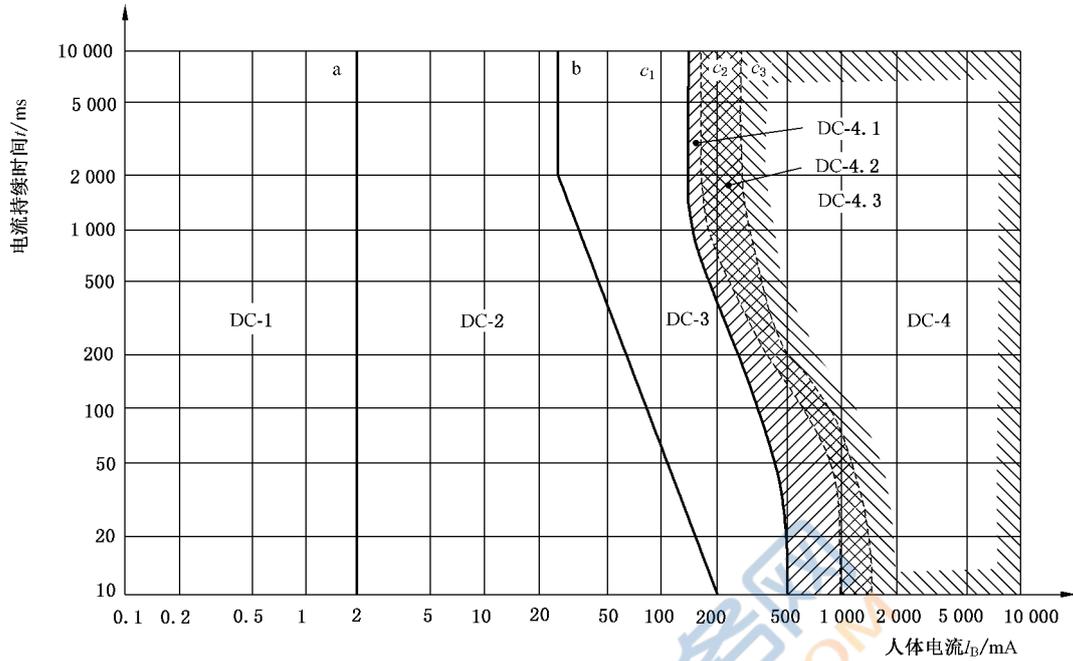


图 22 电流路径为纵向向上的直流电流对人效应的约定的时间/电流区域(说明见表 13)

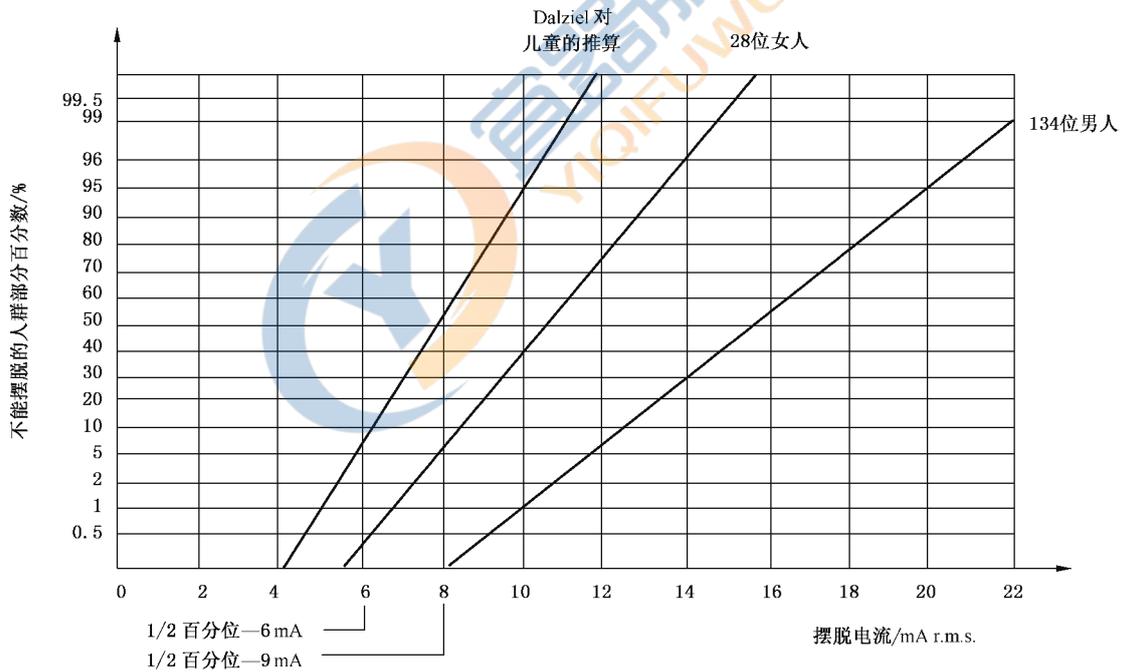


图 23 60 Hz 正弦电流的摆脱电流

6.8 直流对阳极和阴极的效应

电极是与另一种介质的接口,在这种介质中带电粒子相互交换。

注:带电粒子被分化,阴离子是带负电的粒子,阳离子是带正电的粒子。

阳极相对于参考低电位是处于正电位的电极,例如电源的正端子。阳极电流是从阳极流出的电流。

阴极相对于参考高电位是处于负电位的电极,例如电源的负端子。阴极电流是流入阴极的电流。

为了理解电流流向对直流脉冲的效应,首先介绍了一个简单的解析模型(图 24)。

在这种情况下,电流是常规电流而不是电子流。通过一个小电极 1(称为关电极)和大面积电极 2(称为无关电极)将电流施加到身体具有可激发结构(例如神经)上。

电流分布不对称,A 区电流密度较大,B 区电流密度较小,见图 24。

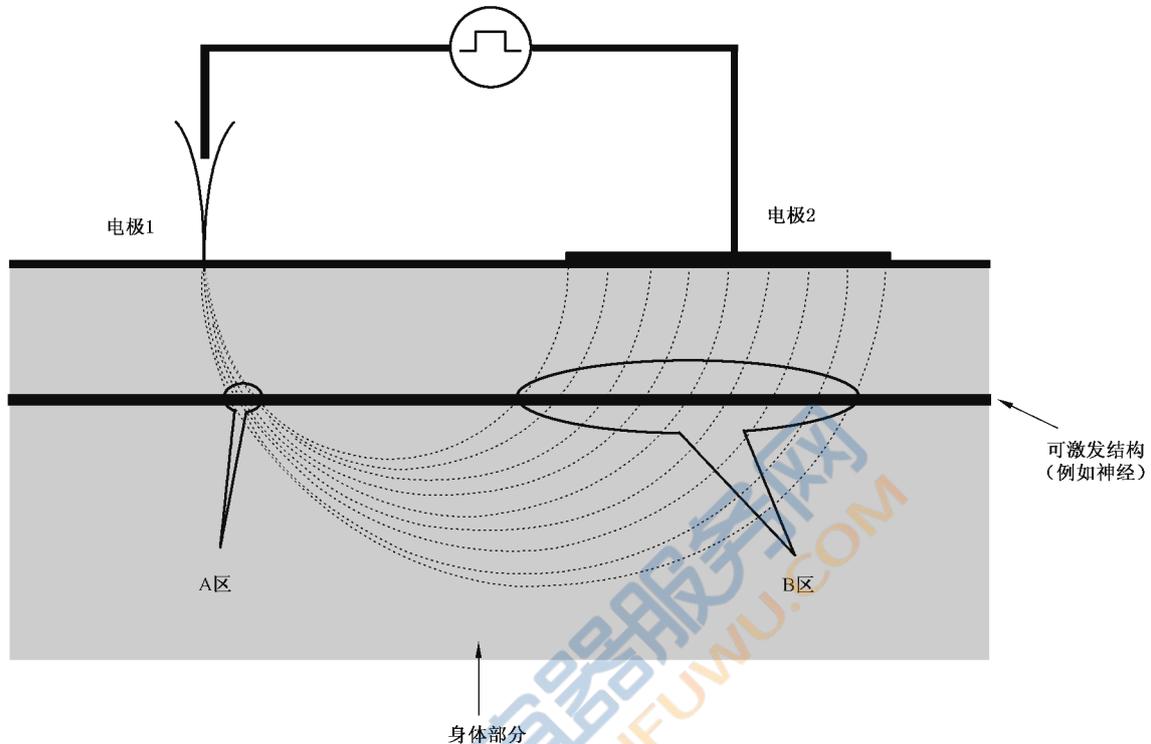


图 24 直流电流对阳极和阴极的影响

现在,不同的直流脉冲表现出不同的状态,根据极性和电路电流的关闭或打开来增加励磁电流,可激发结构的响应按照以下顺序出现:

- 阴极闭合反应(CMR);
- 阳极闭合反应(AMR);
- 阳极间断反应(ABR);
- 阴极间断反应(CBR)。

这被称为“极性激发定律”。

这种运行状态举例如下:

当电极 1 为阴极时,A 区可激发结构薄膜外的负电荷增加。这导致薄膜被去极化,因为细胞的内部电位也是负的,细胞是在电路关闭时从 A 区被激发的,产生了 CMR。

如果极性反转(电极 1 现在是阳极),那么同样的响应再次来自阴极,但是在这种情况下,它起始于电流密度较低的 B 区,因为参考始终是小关电极,因此它被称为 AMR,其阈值高于 CMR。由于瞬态 Ca^{2+} 离子电流,该顺序可因约 180 ms 的短脉冲而反转(所谓的阳极浸入)。

如果电路闭合电流流动然后再断开,则会产生开启响应。

这种响应的下限阈值再次发生在阳极情况下的 A 区,开启反应的原因是负责的通道再次去极化,因为它们之前在持续电流流动时被“钳制”,导致 ABR。

具有最高阈值的 CBR 就来自 B 区。

原则上,当电流分布不对称时,易兴奋细胞对直流电脉冲的这种表现总是发生,而且这种效应或多或少地取决于关电极和无关电极之间的尺寸和电流的差异。至少对于距离心脏表面 1 cm 以内的脉冲,

阴极直流电脉冲串要比阳极脉冲串稍安全一些,因为阴极直流电脉冲串要比阳极脉冲串需要多 25% 的电流来诱发心室纤维性颤动^{[32]1)}。

同样,原则上这种表现也存在于不同类型的细胞中,不仅存在于神经细胞中,同样也存在于心脏细胞中。极性的效应对感觉和纤维性颤动都是有效的(见图 25)。

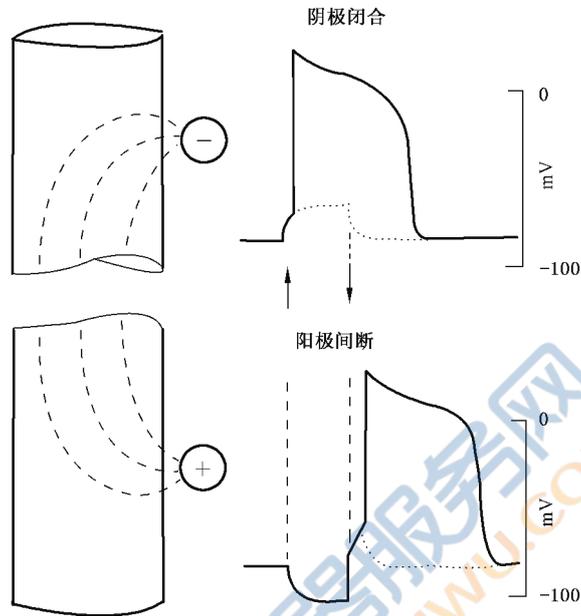


图 25 直流电压脉冲刺激单个心脏的细胞

这两种直流脉冲电刺激是由于阴极闭合和阴极间断过程中膜电位的变化而产生的。当膜电位达到阈值时激发动作电位。

1) 方括号中的数字指的是参考文献。

附录 A

(规范性)

对活人和尸体进行的人体总阻抗 Z_T 的测定及其结果的系统分析

为了获得关于活人的人体总阻抗 Z_T 实际的数据,采用了下列程序。

- a) 对活人的进行测定所采用的电流路径为手到手,所用的电极如图 15 所示。
- b) 干燥条件下,大的接触表面积(图 15 中的 A 型电极),交流 50 Hz 电压 25 V 时,对 100 个活人进行了人体总阻抗的测定。测定是在施加电压 0.1 s 以后进行的。关于 5%、50% 和 95% 被测对象的人体总阻抗数据,其结果如表 A.1 所示。

表 A.1 干燥条件, A 型电极,偏差系数 F_D (5%和 95%)和人体总阻抗 Z_T

条件	人体总阻抗 $Z_T(\Omega)$ /偏差系数 F_D		
	5%	50%	95%
干燥	1 750/0.54	3 250	6 100/1.88

- c) 干燥、水湿润和盐水湿润的条件下,电流的最大持续时间为 25 ms,中等的和小的接触表面积(图 15 中的 B 型和 C 型电极),对 10 个活人进行了人体总阻抗的测定。其结果如表 A.2 和表 A.3 中所示。

1) B 型电极(接触面积为 1 000 mm²)

表 A.2 干燥、水湿润和盐水湿润条件, B 型电极,偏差系数 F_D (5%和 95%)和人体总阻抗 Z_T

条件	人体总阻抗 $Z_T(\Omega)$ /偏差系数 F_D		
	5%	50%	95%
干燥	12 900/0.63	20 600	32 800/1.59
水湿润	5 500/0.59	9 350	15 900/1.70
盐水湿润	1 850/0.76	2 425	3 175/1.31

2) C 型电极(接触面积为 100 mm²)

表 A.3 干燥、水湿润和盐水湿润条件,偏差系数 F_D (5%和 95%)的人体总阻抗 Z_T

条件	人体总阻抗 $Z_T(\Omega)$ /偏差系数 F_D		
	5%	50%	95%
干燥	80 400/0.48	169 000	355 500/2.10
水湿润	39 700/0.54	73 400	135 600/1.85
盐水湿润	5 400/0.74	7 300	9 875/1.35

大致上,对于干燥和水湿润条件,在 $U_T=25$ V 时,根据 $Z_T(50\%)$ 的数值,计算 $Z_T(5\%$ 和 $95\%)$ 的数值,所选用的偏差系数为:

$$F_D(5\%)=0.54 \text{ 和 } F_D(95\%)=1.88$$

对于盐水湿润条件:

$$F_D(5\%)=0.74 \text{ 和 } F_D(95\%)=1.35$$

以上结果假设与接触表面积无关。

d) 对一个活人的身体总阻抗 Z_T 进行的测量,是在上述的 a)、b)和 c)条件下,采用接触电压 150 V,而当接触电压到 200 V 时,电击的持续时间最大达 0.03 s。

对于电流路径和电流的持续时间采用下列条件:

- 实验系列 A:有效接触面积 $8\,250\text{ mm}^2$,双手分别紧握两电极,电流持续时间为 0.1 s(图 15 的 A 型电极);
- 实验系列 B:有效接触面积 $1\,250\text{ mm}^2$,用双手分别紧握两电极,电流持续时间几秒,电压到 75 V,大于 75 V 持续时间为 0.1 s(图 15 的 B 型电极);
- 实验系列 C:有效接触面 100 mm^2 ,两电极分别紧压在两手掌中央,电流持续时间几秒,电压到 75 V,大于 75 V 持续时间为 0.1 s(图 15 的 C 型电极);
- 实验系列 D:有效接触面积 10 mm^2 ,两电极分别紧压在两手掌中央,电流持续时间为几秒,电压到 100 V,大于 100 V 持续时间为 0.1 s~0.3 s(图 15 的 D 型电极);
- 实验系列 E:有效接触表面积为 1 mm^2 ,两电极分别紧压在两手掌中央,电流持续时间为几秒,电压到 150 V,大于 150 V 持续时间为 0.1 s~0.2 s(在 220 V 时皮肤被击穿)(图 15 的 E 型电极)。

e) 人体总阻抗是对在右和左两手的食指指尖之间(接触表面积约 250 mm^2)的 50 Hz 的交流接触电压从 25 V~200 V 的范围测定。测定是在施加电压后 20 ms 进行的。电压是在接触电压过零时施加。结果表示在图 6 中。

f) 在干燥的条件下,对接触电压从 25 V~5 000 V,由 Freiburger^[1]采用大型的电极(约为 $9\,000\text{ mm}^2$),取电流路径为手到手和一手到一脚,对大量的尸体进行了测定,确定了 5%、50%和 95%的百分位级的人体总阻抗的数据。测定是在施加电压后 3 s 进行的。

g) 对于大的接触表面积利用尸体测定的人体总阻抗[上述 a)~f)]。其中,接触电压至 220 V 显示的过高皮肤阻抗,是利用将曲线调整到对活人所测定的数值而加以修订的。作为这种调整,将尸体的温度转变到活人的 37 °C 而引起人体阻抗的变化,是利用一个温度降低系数 $F_T=0.7$ 加以考虑的。

h) 对于中等的和小的接触表面积,接触电压 $U_T=25\text{ V}~200\text{ V}$,干燥、水湿润和盐水湿润条件下,关于活人 50%被测对象的人体总阻抗 $Z_T(50\%)$,可以采用 a)~d)说明的测定所获得的数据予以确定。

i) 对于大的、中等的和小的接触表面积,在干燥、水湿润和盐水湿润的条件下,活人 5%和 95%被测对象的所有数据,都可以利用 $Z_T(50\%)$ 数据的偏差系数 $F_D(5\%)$ 和 $F_D(95\%)$ 的数据计算。

这些偏差系数是用于接触电压到 400 V 的计算,即从对于干燥和水湿润条件、 $U_T=25\text{ V}$ 时的数值 $F_D(5\%)=0.54$ 和 $F_D(95\%)=1.88$,直至电压 400 V,随着皮肤阻抗的变化,其数值也变至盐水湿润条件的 $F_D(5\%)=0.74$ 和 $F_D(95\%)=1.35$ 。这是假设在盐水湿润条件下的皮肤阻抗可以忽略不计。 F_D 的这些数值如表 A.4 所示。

表 A.4 大的、中等的和小的接触表面积,干燥和水湿润条件,
接触电压 U_T 为 25 V~400 V 的偏差系数 $F_D(5\%)$ 和 $F_D(95\%)$

U_T/V	25	50	75	100	125	150	175	200	300	400
$F_D(5\%)$	0.54	0.55	0.565	0.575	0.585	0.6	0.615	0.625	0.68	0.74
$F_D(95\%)$	1.88	1.84	1.8	1.76	1.72	1.685	1.65	1.6	1.48	1.35

盐水条件下的偏差系数,即 $F_D(5\%)=0.74$ 和 $F_D(95\%)=1.35$ 是与接触电压无关的。

用这种测试方法,对大的、中等的和小的接触表面积,干燥、水湿润和盐水湿润条件下,关于活人 5%、50% 和 95% 被测对象的人体总阻抗 Z_T 的计算数据,如表 1~表 3 和表 4~表 9 中所示。



附录 B

(规范性)

频率对人体总阻抗(Z_T)的影响

为了获得频率对活人总阻抗 Z_T 的影响的实际值,采用了如下程序。

- a) 在干燥状况下,对 10 个活人进行了测量,其接触电压为 10 V,频率为 25 Hz~20 kHz,电流路径为手到手,用大圆柱形电极(约 8 000 mm²)。5%、50%和 95%被测对象的人体总阻抗值用统计法确定。
- b) 由于强烈的肌肉效应,仅对一个活人进行了测量,条件与 a)相同,接触电压为 25 V,频率为 25 Hz~2 kHz。
 - a) 和本条的测量均在施加电压 0.05 s 后进行。这些测量结果,如图 10 和图 11 所示。
- c) 图 12 中 50%被测对象的值的确定,采用了图 10 中接触电压为 10 V 的数据和表 1 中 50 Hz 接触电压 25 V~1 000 V 的数据。图 12 显示人体总阻抗对频率的关系,频率范围为 50 Hz~2 kHz,接触电压为交流 10 V~1 000 V,人口 50%被测对象的人体总阻抗在 50 Hz 750 Ω 和 2 kHz 600 Ω 的两个渐近值之间为一条直线。
- d) 根据现有数据推断估算出人体总阻抗在 2 000 Hz 以上的值,如图 12 所示。

接触电压 50 V~1 000 V 的曲线(图 12 中的虚线)是按 a)和 b)所测出的 10 V~25 V 的曲线类推而绘制的。

附录 C

(规范性)

直流电流的人体总电阻(R_T)

为获得活人直流电流的人体总电阻(R_T)的实际值,采用了下列程序。

- a) 在干燥的条件下,采用大的圆柱形电极(约 8 000 mm²)接触电压为纯直流 25 V 时,手到手的电流路径,对 50 个活人进行了测定。关于 5%、50%和 95%被测对象的人体总电阻 R_T 的数据,是根据统计方法确定的。
- b) 将表 1 交流 50 Hz 接触电压 200 V 以上的人体总阻抗的数据,用作直流接触电压 200 V~1 000 V 之间的人体总电阻 R_T 值和渐进值。接触电压 25 V~200 V 之间的人体总电阻 R_T 值,是类似对交流 50 Hz 所做的那样,从图 13 中获得的。按上述方法确定直流的人体总电阻 R_T 值列于表 10 中。

注:在电压 200 V 以上,关于交流 50 Hz 的皮肤阻抗与直流的皮肤电阻之间的差异,假设可以忽略。



附录 D
(资料性)
 Z_T 计算的示例

接触电流 I_T 的计算对评估电击防护措施和电气事故的调查研究都是很重要的。接触电流 (I_T) 的计算采用公式(D.1):

$$I_T = \frac{U_T}{Z_T} \dots\dots\dots (D.1)$$

式中:

U_T ——接触电压;

Z_T ——给定的电流路径、接触的表面积和接触条件的人体总阻抗。

下面的计算是以本文件的相关表面积为依据,对 50%级阻抗值进行的计算。选择 50%级阻抗值是因为它的数据在统计学上是最可靠的。对如下 4 个例子进行了计算。

- a) 接触电压 100 V 和 200 V,干燥的接触表面,电流的路径为双手到双脚,双手的接触表面积是中等的(数量级为 1 000 mm²,表 4),双脚则为大的接触表面(表 1)。
- b) 接触电压 100 V 和 200 V,干燥的接触表面,电流路径为手到手,小的接触表面(数量级为 100 mm²,表 7)。
- c) 接触电压为 25 V,盐水湿润的接触表面,电流路径为双手到身体的躯干,双手接触表面积是大的(数量级为 10 000 mm²,表 3),而身体的躯干则是很大的(忽略皮肤阻抗)。这个电流路径是模拟一个人坐在地面上并用双手握住出故障的 III 类设备(SELV)。计算其值时舍入到 5 Ω。
- d) 在接触电压至少为 1 000 V 的情况下,接触面积、接触的条件以及电压的种类,都没有使人体的电阻值产生本质上的差别。所选择的电流路径是模拟一个坐在地面上的人,其头部接触一高压导体。

示例 1:

接触电压为 100 V 与 200 V,交流 50 Hz/60 Hz,电流的路径为双手到双脚,干燥的条件。双手的接触表面积为中等的,双脚的表面积为大的。

采用如下的符号:

$Z_{TA}(H-H)$ 人体总阻抗,大的接触表面积,手到手

$Z_{TA}(H-F)$ 人体总阻抗,大的接触表面积,一手到一脚

$Z_{TA}(H-T)$ 人体总阻抗,大的接触表面积,手到躯干

$$Z_{TA}(H-T) = Z_{TA}(H-H)/2$$

$Z_{TA}(T-F)$ 人体总阻抗,大的接触表面积,躯干到一脚

$$Z_{TA}(T-F) = Z_{TA}(H-F) - Z_{TA}(H-T)$$

$Z_{TB}(H-H)$ 人体总阻抗,中等的接触表面积,手到手

Z_T 大的接触表面积的 $Z_{TA}(H-H)$ 的数据列于表 1,中等接触表面积的 $Z_{TB}(H-H)$ 的数据列于表 4。

关于第 50 个百分位级的计算如下:

$$Z_{TA}(H-H) = 1\,725\ \Omega(100\ V) \text{ 和 } 1\,275\ \Omega(200\ V)$$

对一手到一脚的电流路径采用系数 0.8。

注: 有些实验测定者宜将手到手的人体阻抗减小 10%~30%,以便于计算一手到一脚的人体阻抗。取平均值 20%,即给出系数 0.8。

$$Z_{TA}(H-F) = 1\,380\ \Omega(100\ V) \text{ 和 } 1\,020\ \Omega(200\ V)$$

$Z_{TA}(H-T)$ 的结果采用 $Z_{TA}(H-T) = Z_{TA}(H-H)/2$

$Z_{TA}(H-T) = 860\ \Omega(100\ V) \text{ 和 } 635\ \Omega(200\ V)$

因此,采用 $Z_{TA}(T-F) = Z_{TA}(H-F) - Z_{TA}(H-T)$

$Z_{TA}(T-F) = 520 \Omega(100 V)$ 和 $385 \Omega(200 V)$

对于中等的接触表面积(约 $1\ 000\text{ mm}^2$)是从表 4 中得出:

$Z_{TA}(H-H) = 5\ 200 \Omega(100 V)$ 和 $2\ 200 \Omega(200 V)$

因此,采用 $Z_{TB}(H-T) = Z_{TB}(H-H)/2$

$Z_{TB}(H-T) = 2\ 600 \Omega(100 V)$ 和 $1\ 100 \Omega(200 V)$

总阻抗 $Z'_T = Z_{TA}(T-F) + Z_{TB}(H-T)$

$Z'_T = 3\ 120 \Omega(100 V)$ 和 $1\ 485 \Omega(200 V)$

而由于双手和双脚为并联,则 $Z_T = Z'_T/2$

$Z_T = 1\ 560 \Omega(100 V)$ 和 $740 \Omega(200 V)$

导致接触电流

$I_T = 65\text{ mA}(100 V)$ 和 $270\text{ mA}(220 V)$

计算结果见表 D.1。

表 D.1 干燥条件,双手到双脚的电流路径,手为中等的接触表面积,双脚为大的接触表面积,降低系数 0.8,50%被测对象的人体总阻抗数值和接触电流 I_T 的电生理效应

接触电压/ V	阻抗手到躯干 $Z_{TB}(H-T)/\Omega$	阻抗躯干到脚 $Z_{TA}(T-F)/\Omega$	阻抗(双)手到 (双)脚 Z_T/Ω	接触电流 I_T/mA	电流持续时间 $t = 10\text{ ms} \sim 30\text{ ms}$ 的 电生理效应
100	2 600	520	1 560	65	短促冲撞感
200	1 100	385	740	270	强烈电击,身体隆起,双手臂痛性痉挛

值得注意的是,在 $U_T = 200\text{ V}$ 时,接触电流 I_T 是 100 V 时的四倍。如果电流持续时间超过约 0.2 s ,心室颤动的发生概率很高。

示例 2:

50 Hz/60 Hz 的交流接触电压 100 V 和 200 V ,电流路径为手到手,干燥条件,接触表面积为小的(C 型电极,表 7)。

计算是简单的。按照表 7,在干燥条件下,关于小的接触表面积的人体总阻抗。是用 $U_T = 100\text{ V}$ 时的 $Z_{TC}(H-H) = 40\text{ k}\Omega$ 和 $U_T = 200\text{ V}$ 时的 $5.4\text{ k}\Omega$ 表示的。

就 $U_T = 100\text{ V}$ 时接触电流 $I_T = 2.5\text{ mA}$ 和 $U_T = 200\text{ V}$ 时 $I_T = 37\text{ mA}$ 而言,这种结果,即使是后一个数值,也仍然是处于心室纤维性颤动阈之下。对于电流比较长的持续时间(几秒钟),在皮肤阻抗(Z_T 约为 $100\ \Omega$)被击穿以后,则 I_T 势必会超过 0.1 A 而引起致命的电气事故。

示例 3:

50 Hz/60 Hz 的交流接触电压为 25 V ,电流路径为双手对身体躯干成并联,盐水湿润条件下,由于很大的手和人体躯干的表面积(皮肤阻抗可以忽略),接触的表面积为大的(A 型电极,表 3)其计算也是简单的。50%被测对象的人体总阻抗 $Z_T(H-H)$,如 $1\ 300\ \Omega$ 是在表 3 中给出的。

因此,采用 $Z_{TA}(H-T) = Z_{TA}(H-H)/2 = 650\ \Omega$ 。

因双手对人体躯干成并联 $Z_T = Z_{TA}(H-T)/2 = 325\ \Omega$ 。

结果导致接触电流 $I_T = 77\text{ mA}$ 。

尽管使用安全特低电压(SELV),仍然发生了大大超过摆脱阈之上的强烈的不自觉地肌肉反应的电击。

示例 4:

对电压为 $1\ 000\text{ V}$ 及其以上,与手到手的路径相关的渐近的阻抗值,5%、50%和 95%级的值分别是 $575\ \Omega$ 、 $775\ \Omega$ 和 $1\ 050\ \Omega$ 。在这种电压时,皮肤阻抗是可以忽略的。为将图 2 用于计算 Z_T 值,需要将手到手的阻抗减少 $10\% \sim 30\%$,如表 1 中注 1 所说明的取平均值 20%,给出了一手到一脚的数值分别为 $460\ \Omega$ 、 $620\ \Omega$ 、 $840\ \Omega$ 。

应用在图 2 中给出的系数,计算一个坐在地上并用头接触高压导体的人的身体总阻抗 Z_T ,则是简便易行的:

在 5%级的数值, $Z_T = 70\ \Omega$;

在 95%级的数值, $Z_T = 95\ \Omega$ 。

在此示例中,得出的接触电流是几十安培的数量级,而且在更高的电压时还会增加。

附 录 E
(资料性)
心室纤维性颤动理论

心室纤维性颤动(VF)是一种自检测到心脏电活动(ECG)^[35]以来就广为人知的现象。当人们发现小体积的循环激发波导致最低限度的低效和仅局部血液泵送特性时,这与直接的强而有效的正常激发和泵送过程形成了鲜明的对比。人们找到了这个异常的、通常会致命的心室活动的主要原理。

从正常运行到发生 VF 的意外可能性的原因在于心室电复极化阶段天然固有的不均匀性。这一阶段被称为“易损”阶段,因为在这一阶段,来自外部的电脉冲或直流或交流电均可以诱发 VF。VF 也可由快速心脏骤停诱发。

实验和理论研究表明,这些过程似乎比单纯的循环激发波更复杂。更复杂的波形得出的结论是,与简单的再次激发相比,VF 的发生过程及其持久性要具有附加的成分^[36]。这些发现导致螺旋波分解产生单个和多个小波的假设^{[37],[38]}。

此外,前述的心室性早搏(VE)可增加 VF 的发生,并且它们出现的频率越高就越危险(见 IEC 60479-2)。这种现象的原因是每增加一个 VE 就会增加心室复极过程中的不均匀性^{[40],[42]}。心室壁的内层本身具有比外层更长的复极化时间,并且这种差异通过更频繁的 VE 而增加,VE 是纤维性颤动发生的基础。对于直流电也是如此,并解释了为什么会发生直流电引起的颤动^[43]。

VF 的终止称为心室除颤。目前采用双相电击进行除颤。除颤有 3 个主要理论:

- 渐进性去极化^[44];
- 易损性上限^[45];
- 虚拟电极诱导的再激发^{[46],[47]}。

第一阶段的作用是以大约 3 ms~10 ms 的大电荷对绝大多数心脏细胞膜充电。第二阶段的作用是将细胞膜电压恢复到零^[48]。

附录 F

(资料性)

易损性上限(ULV)和易损性下限(LLV)的值

对于给定波形,心室纤维性颤动阈值需要承受心室纤维性颤动的最小电流值。IEC 60479(所有部分)致力于确定不同波形的阈值。

但值得注意的是,“除颤”是一种用于治疗心室纤维性颤动的治疗方式。该过程包括使大脉冲电流通过原纤维性颤动的的心脏,用于停止原纤维性颤动。

除颤器的设计已超出了本文件的范围,但是术语 ULV 和 LLV 在本文件中是非常常见的。

如果是在易损期(T波的一部分),有一段电流在心肌中会产生纤维性颤动。目前的文献表明,易损期以外的强短脉冲不会引起 VF,而只会引起额外的心脏收缩。在这个电流带之上,心脏可以通过在心脏周期的相同位置发出的短脉冲(3 ms~10 ms)电击可靠地除颤。该水平是心肌易损性(ULV)的上限。多项研究表明,该参数可以很好地预测心肌除颤阈值,例如:在确定植入式心脏除颤器(ICD)^[49]的设置时,该参数非常重要。

易损性下限(LLV)是 IEC 60479(所有部分)中确定的纤维性颤动阈值。

宜器服网
YIQIFUWU.COM

附录 G

(资料性)

电击评估中的电路仿真方法

在任何情况的评估中使用建模都是有价值的,因为建模可以代替直接测量对身体有害或有害的力的施加^[50]。无论是对人还是动物,直接电击实验在过去的几十年中都受到严格限制,迫使人们考虑用建模来代替。此类建模已经使用多年,最近用于根据许多产品标准中评估的频率滤波效应来评估接触电流。

政府资助的动物实验正在对实验数据做出重要贡献。

基于对心脏的直接测量(以及对人体的必要转换),新的模拟边界将为整个身体情况提供输入条件(例如:手到手、手到脚的接触模型)。基于控制电路的新仿真模型对与人接触的电压进行升级,直到达到给定的电流密度(或其他适当的参数)。正在进行的和最近的实验工作都在考虑中。

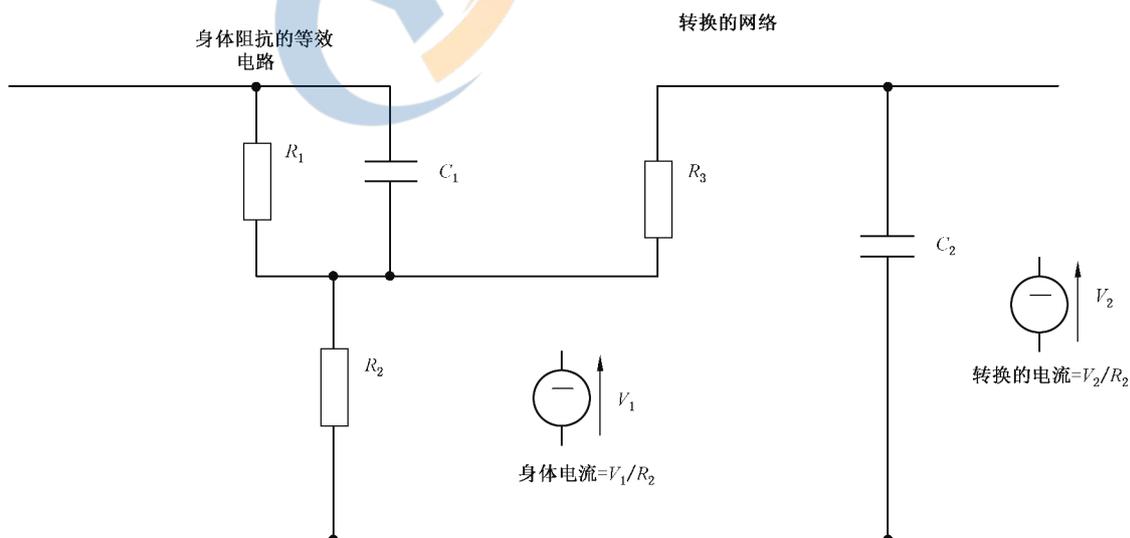
确定危险电流的过程中涉及确定身体内电流,包括心肌中的电流。这很难通过实验进行,但是可以使用电路分析方法对其进行建模,该方法需要将身体及其特性描述为等效电路。本次讨论旨在告知读者这些模型的存在,并为进一步讨论和使用这些模型提供参考。

常用的身体模型如本文件所示,由电阻和电容组成,代表皮肤的综合阻抗。与这些串联在一起的简单电阻,代表身体内部的电阻。

在模型的端子之间施加一个电压,由此产生的体内电阻电流可以被认为近似于心肌电流。

因此,作为第一近似值,测量施加电压的电流将模拟身体电流。通过添加进一步模拟身体反应的电路来进行进一步的分析。例如,已经开发了几种滤波器网络,用于校正 IEC 60479-2 中提到的频率滤波器效应。

Hart^[33]提出了以下建模网络,作为对图 20 的“a”曲线的惊吓反应频率效应进行建模的有用网络(见图 G.1)。



模拟电路,允许对可观测的电流进行变换,从而估计出身体的电流。为特定的观测电流提供选择的值。

图 G.1 Hart^[33]的电气模型中的电击包括惊吓反应效应

根据经验确定参数, R_1 和 C_1 表示组合的皮肤阻抗, R_2 表示身体内电阻。电压 V_1 用于获得实际

的身体电流($=V_1/R_2$)。被添加的第二个网络中 R_3 和 C_2 与惊吓反应频率系数相关,其输入是身体电流,并且其输出用于推导出在这种情况下针对频率校正的身体响应。

注: 在一些 IEC 标准中 R_1 、 C_1 、 R_2 可分别标为 R_s 、 C_s 、 R_b 。

在其他情况下可能有用的一些组件的列表值,如表 G.1 所示(可以选择 R_3 和 C_2 的值,以给出模拟心脏电流的心脏细胞的 3 ms 时间常数,通常可以取电流量为总内部电流的 5%~10%。)

表 G.1 身体阻抗示例(未补偿)

注 解	条 件	R_1 k Ω	C_1 nF	R_2 Ω
大的接触面积($\sim 10\,000\text{ mm}^2$)				
手到手(或到脚)	最坏情况的实验值	1.5	220	500
中等的接触面积($\sim 1\,000\text{ mm}^2$)				
手到手(或到脚)	手平摊——干燥条件	77	24	500
手到手(或到脚)	手紧握——干燥条件	25	50	400
手到对侧肩膀	手紧握——干燥条件	9.5	200	250
手到对侧肩膀	手紧握——水湿润条件	1.5	220	250
手到手臂,用力紧握	手紧握——水湿润条件	1.5	500	200
小的接触面积($\sim 100\text{ mm}^2$)				
手指到手臂	手指接触——干燥条件	60	7	800
手指到手臂,用力按	手指接触——水湿润条件	12	20	250
接近最坏情况的小面积	100 mm ² 探针接触	15	20	250
IEC 60601-1 ^[59] 医学标准	标准实验值	0	0	1 000

IEC 60990^[58] 提供两个频率系数校正电路:上述感知阈值 2 元件频率系数校正电路加上 3 元件叠加成摆脱阈值频率系数校正电路。这些电路已被 Perkins^{[34],[35],[51]} 广泛讨论。注意,在 IEC 60990 中解释为这些电路模拟是频率系数曲线的倒数,该曲线允许对产品标准中给定的低频极限进行评估,而不考虑被测电流的频率。

对任何电击条件进行建模,无论是感知阈值,摆脱阈值还是导致心室纤维性颤动的心肌电流,都需要为所分析的模型选择正确的元素。假设通过皮肤引入电流,应根据所经历的情况选择正确的皮肤模型。如果合适,应使用皮肤的非线性模型^[52]。产品标准通常寻求最坏情况的条件,最大限度地提高电流和将电击风险降至最低。可使用适当的身体电阻,最后应增加对频率或其他重要参数的校正。然后可以使用正常电路分析技术来提供在这些条件下身体中电流的估算值。

也可以使用其他建模技术:一些研究人员正在使用全身模型,该模型通过全身 CAT 扫描或 MRI 扫描确定每个颗粒体元素的属性,通常是根据电击情况的电特性。粒度约为 1 mm 似乎是目前可用的水平。这对于一些较大规模的研究是足够的,但不足以区分薄层中的电流差异,例如神经鞘。这种类型的分析要处理大量数据,最好在大型、快速的计算机系统上运行。

个人计算机上迅速增长的可用的计算机建模,使得电击建模的发展比迄今为止所考虑得更加详细。

在政府资助的项目中正在进行的动物实验工作和模拟数据传输到人体的过程,预计将得出新的见解,有可能证明关于更高频率电流的影响的知识是正确的。

附 录 H
(规范性)
电流通过家畜躯体的效应

H.1 通则

本附录提供了有关电流对家畜效应的基本指导,并用于制定电气安全的要求。

然而,还有其他方面需要考虑,例如故障概率、与带电或故障部件接触的概率、接触电压、故障电压、获得的经验、技术可行性和经济性。在确定安全要求时,需要仔细考虑这些参数,例如电气装置的保护设备的操作特性。

为了防止家畜的间接接触,心室纤维性颤动的阈值是确定安全要求的标准。因此,本附录中提供了有关家畜躯体阻抗和当前心室纤维性颤动的阈值信息。由于关于动物阻抗的信息很少,因此牛的最低阻抗值,前腿到后腿的(见表 H.2)已被用作计算的基础。

就本附录而言,下列动物被认为是可能农村地区遭受电击的家畜:牛、羊、猪和马。

本附录给出了家畜躯体的电阻抗值,作为接触电压、毛皮或皮肤的湿度和电流路径的函数。

目前这些值只适用于牛。

这里描述了在 15 Hz~100 Hz 频率范围内正弦交流电通过家畜躯体的效应。

H.2 家畜心室纤维性颤动风险的主要考虑因素

对于通过躯体的某一给定的电流路径而言,危险主要取决于电流值和持续时间。但是,在许多情况下,第 5 章中规定的时间/电流关系,在实践中不能直接应用于电击防护。必要的依据是作为时间函数的接触电压(即通过躯体的电流和躯体阻抗的乘积)的允许极限。因为家畜的阻抗随着接触电压而变化,电流和电压的关系曲线不是线性的,因此需要考虑这种关系的数据。

家畜躯体的不同部分(例如毛皮、皮肤、血液、肌肉、其他组织和关节)呈现出由电阻和电容组成的阻抗和电流。特别是在高达几百伏的电压范围内的干燥毛皮通常具有高电阻。

这些阻抗的值取决于许多因素,特别是动物的种类、电流路径、接触电压、电流的持续时间、频率、毛皮和/或皮肤的湿度、接触面积、施加的压力和温度。

本附录中所示的阻抗值是对主要在活体动物上进行的测量所得到的实验结果进行仔细检查的结果。

H.5 主要基于电气装置中最常见的 50 Hz 或 60 Hz 频率下电流效应的有关结果。给出的值被认为适用于 15 Hz~100 Hz 的频率范围,该范围极限处的阈值高于 50 Hz 和 60 Hz 的阈值。

本条主要考虑心室纤维性颤动的风险,这是该频率范围内致命事故的主要原因。

H.3 家畜躯体阻抗特性

躯体阻抗图如图 H.1 所示。

图 H.2 还给出了主要实用的电流路径,即从鼻子到四肢以及从前腿到后腿。

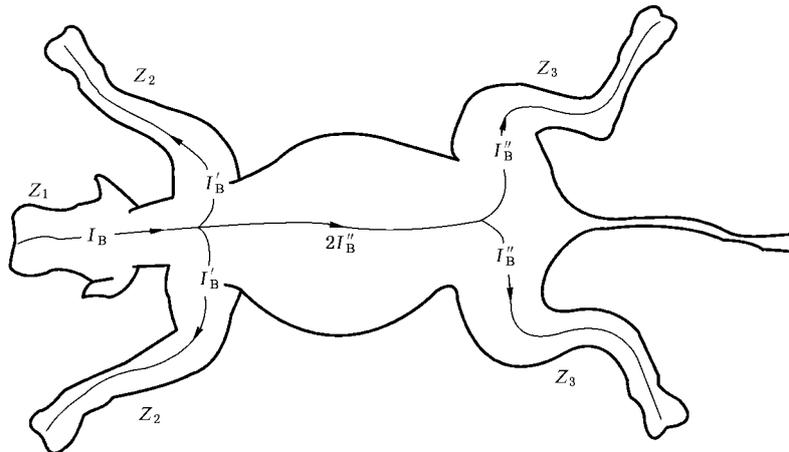
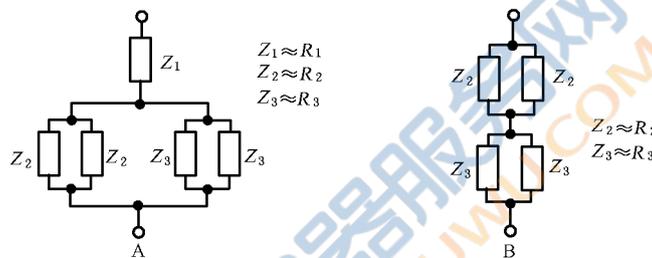


图 H.1 用于电流通过母牛躯体相关部位从鼻子到腿部的路径的电流和阻抗



注：蹄阻抗包括在四肢阻抗内。

图 H.2 电流路径从鼻到四肢（路径 A）和从前腿到后腿（路径 B）的动物阻抗图

H.4 动物的内阻 (Z_i)

躯体内部阻抗可以认为是大多数电阻性的。其值主要取决于电流路径，并且在较小程度上取决于接触面积。对于从鼻子到四肢以及从前腿到后腿的电流路径，阻抗主要位于四肢（前腿和后腿）。如果忽略身体躯干的阻抗，则可以建立图 H.1 和 H.2 中所示的简化图。

测量结果表明，后腿的阻抗小于前腿的阻抗（对于母牛这一比率大约是一半）。

H.5 毛皮和皮肤的阻抗 (Z_p)

毛皮的阻抗很大程度上取决于湿度。在干燥条件下，实际上毛皮可被认为是绝缘体，电压高达 100 V， Z_p 值在几十到几百千欧的范围内。

皮肤的阻抗可以被认为是电阻和电容的网络。其结构由半绝缘层组成，对于具有发汗管（汗腺）的动物是由小导电元件组成。当电流增加时，皮肤阻抗下降。

皮肤阻抗值取决于电压、频率、电流持续时间、接触表面积、接触压力、皮肤湿度和温度。

H.6 蹄的阻抗（电阻）(Z_h, R_h)

蹄的阻抗主要是电阻性的。对于母牛来说，对于高达 230 V 的电压，可以假设以下值。[在马蹄（带掌）和绵羊蹄上进行的一些测量表明，马蹄的阻抗比绵羊蹄的阻抗高得多。]

表 H.1 中所示的值是在 10 只牛蹄上测量的，这些牛在潮湿条件下的大小和重量不同（盐溶液 3% NaCl，见参考文献[56]）。在百分位数为 5%、50% 和 95% 的对数分布假设下，对测量值进行了统计学

评估。他们是在 10 V~200 V 的电压范围内经过 20 ms 的电流持续时间后测量的,并且测量值不会明显地依赖于电压。

表 H.1 交流电压直到 230 V,50 Hz/60 Hz,牛蹄的阻抗(电阻)(Z_h 、 R_h)

不超过一定数量百分比的电阻值/ Ω		
5%	50%	95%
250	350	500

H.7 躯体总阻抗(Z_T)

躯体的总阻抗由电阻和电容组成。

在干燥条件下由于皮革的绝缘特性, Z_T 可以达到几十到几百千欧的数值范围。

当动物站在导电地上时, Z_T 包括蹄的阻抗(如果有)。

H.8 躯体总电阻(R_0)

当发生接触电压时,躯体的电容不被充电。所以,皮肤阻抗 Z_p 可以忽略不计。因此,初始电阻 R_0 近似等于躯体的内阻抗 Z_i 加上蹄的电阻(如果有)。 R_0 主要取决于电流路径,并且在较小程度上取决于接触面积。

初始电阻 R_0 限制短脉冲的电流峰值(例如来自电栅栏控制器的电击)。

H.9 躯体总阻抗的数值(Z_T)

表 H.2 中给出的躯体总阻抗值,适用于正弦交流 50 Hz/60 Hz 电流通过活的动物,适用于干燥条件下站在导电地板上的牛,适用于从鼻到四肢和从前腿到后腿的电流路径。

注:对于其他动物,总体阻抗的值是未知的。

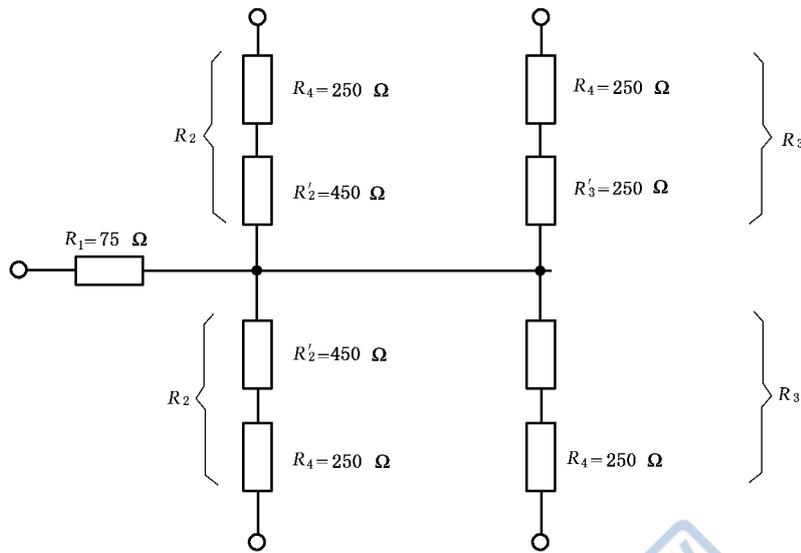
这些值已经用各种电压进行了测量,并且被认为适用于直到 230 V 的接触电压。在电压低于 100 V 时,他们可被认为是保守的,具有额外的安全裕度。

表 H.2 交流 50 Hz/60 Hz,接触电压直到 230 V,牛的躯体总阻抗(Z_T)

电流路径	不超过一定数量百分比的电阻值/ Ω		
	5%	50%	95%
鼻至四肢	220	300	425
前腿至后腿	600	850	1 250

注:这些值是对 80 头牛测量的统计分析的四舍五入得到的。

图 H.3 显示了牛的总躯体阻抗图,是从表 H.1 和表 H.2 的值得到的,占总数量百分比的 5%。



标引序号说明：

- 电阻 R_1 —— 鼻—躯干；
- 电阻 $R_2 = R_2' + R_4$ —— 躯干—带蹄前腿；
- 电阻 $R_3 = R_3' + R_4$ —— 躯干—带蹄后腿；
- 电阻 R_2' —— 躯干—不带蹄前腿；
- 电阻 R_3 —— 躯干—不带蹄后腿。

图 H.3 牛的总躯体阻抗图, 占总数量百分比的 5%

H.10 躯体的初始电阻的数值(R_0)

没有可用的测量值。

取人体总阻抗 Z_T 和初始电阻 R_0 之间大致相同的比率, 表 H.3 的值可以得出牛的躯体初始电阻 R_0 , 其百分位数为总数量的 5%。

表 H.3 牛的躯体初始阻抗(R_0)

电流路径	不超过一定数量百分比的电阻值/ Ω
鼻至四肢	175
前腿至后腿	450

H.11 15 Hz~100 Hz 范围交流正弦电流通过家畜的效应(R_0)

H.11.1 通则

本条主要基于电气装置中最常见的 50 Hz 或 60 Hz 频率下电流效应的有关结果。给出的值被认为适用于 15 Hz~100 Hz 的频率范围, 该范围极限处的阈值高于 50 Hz 和 60 Hz 的阈值。

本条主要考虑心室纤维性颤动的风险, 这是该频率范围内致命事故的主要原因。

H.11.2 反应阈

各种反应的阈值取决于几个参数, 例如与电极接触的躯体面积(接触面积)、接触条件(干燥、潮湿、

压力、温度)、反应类型(肌肉运动、牛减少产奶量)以及动物的种类及其生理特征。

一些测量表明,牛每条腿的反应阈值约为 3 mA。对逃跑反应、产奶等进行了一些调查,但它们对于电击防护没有实际意义(见参考文献[56])。

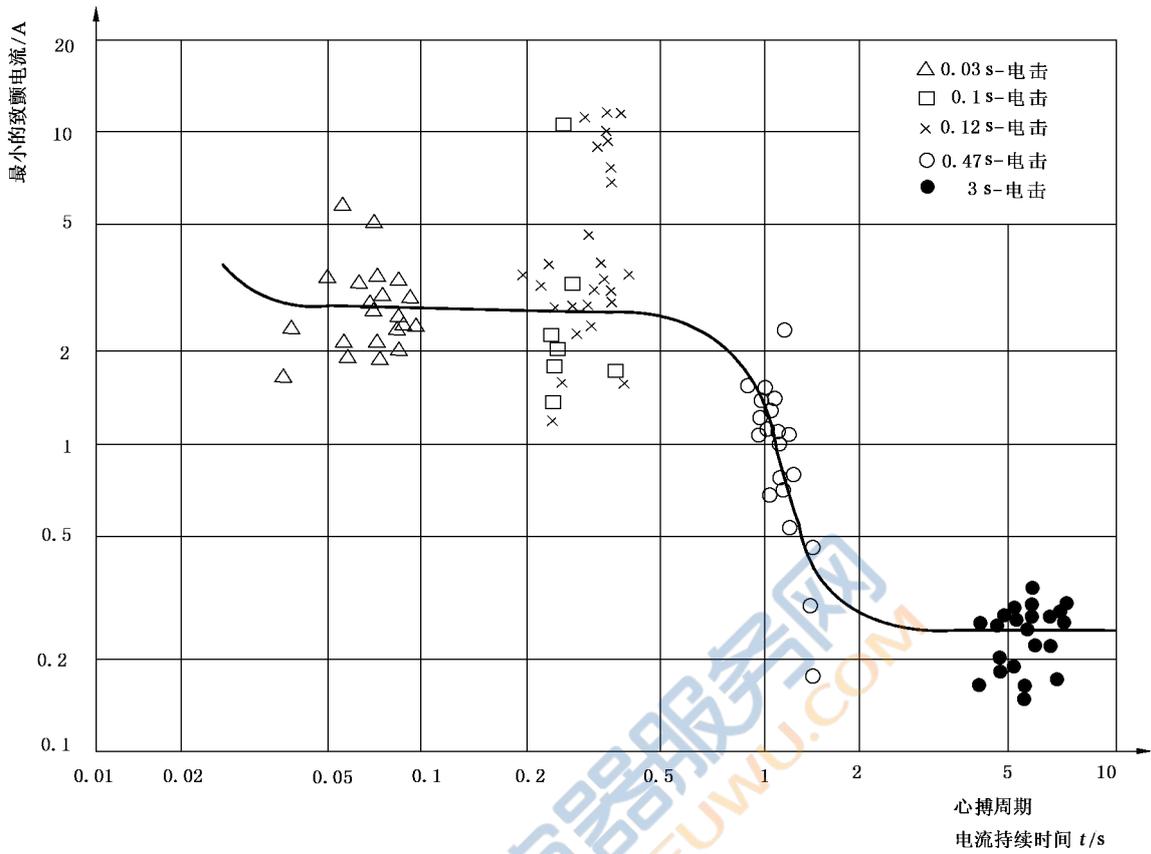
H.11.3 心室纤维性颤动阈

心室纤维性颤动的阈值取决于动物的种类及其生理参数(躯体的解剖结构、心脏功能状态等)以及电参数(持续时间和电流路径、电流种类等)。

对于通过交流正弦电流(50 Hz 或 60 Hz)时,如果电流延长超过一个心搏周期,则心室纤维性颤动阈值显著降低。这种效应是由于电流诱发的额外收缩,引起的心脏兴奋状态的不均匀性增加所导致的。

图 H.4 显示了羊心室纤维性颤动阈值的突然变化^[53]。





注：电击持续时间以一个心跳的平均持续时间（心跳的平均持续时间=0.45 s），交流 60 Hz 电流通过是从右前腿到左后腿。

图 H.4 羊的心室纤维性颤动

根据这些数据，一种动物的心室纤维性颤动阈值（如表 H.4 所示）似乎与它的体重无关。图 H.5 显示了一种动物（羊）的最小心室纤维性颤动电流与重量的关系。图 H.6 显示了各种家畜的最小心室纤维性颤动电流与重量的关系。

表 H.4 对于不同种类的家畜，在交流 50 Hz/60 Hz^{[53],[54]} 电击持续时间为 3 s 的心室颤动阈值

种类	平均重量		最小致颤电流	
	躯体 kg	心脏 g	平均 A	范围 A
猪	79	300	0.24	0.17~0.27
羊	56	270	0.25	0.16~0.39
小牛	70	420	0.31	0.21~0.47
小马	115	—	0.3	0.16~0.41

注：本表中因为大马的数据较少未予列入。

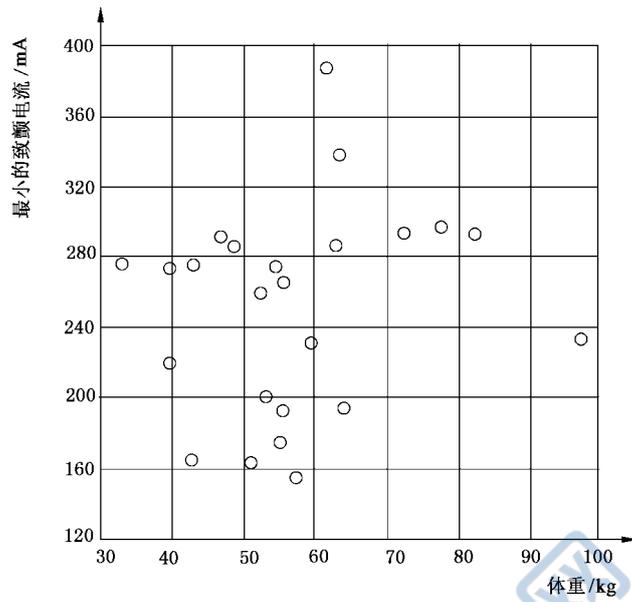


图 H.5 羊的最小致颤电流与重量的关系, 电击持续时间为 3 s^[55]

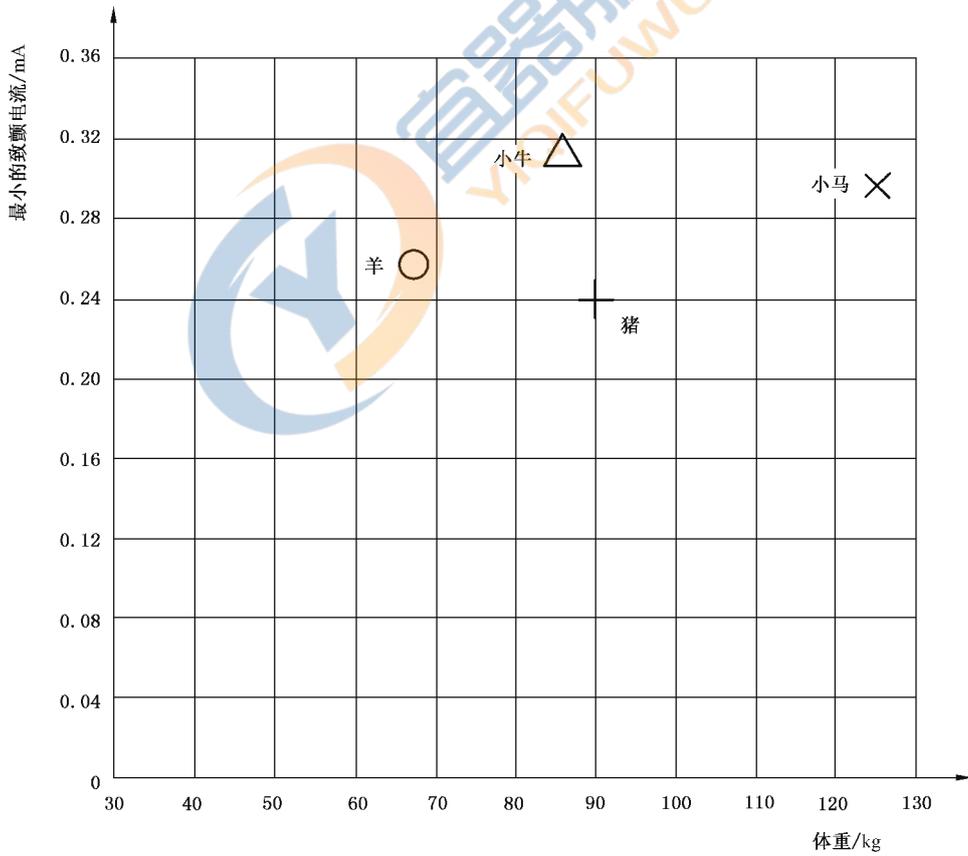


图 H.6 各种家畜的最小致颤电流(平均值)与重量的关系, 电击持续时间为 3 s^[53]

参 考 文 献

- [1] Freiburger, H.: “Der elektrische Widerstand des menschlichen Körpers gegen technischen Gleich- und Wechselstrom”, Verlag Julius Springer, Berlin, (1934). Translated into English by Allen Translation Service, Maplewood, N.Y., U.S.A., No. 9005.
- [2] Biegelmeier, G.: “Report on the electrical impedance of the human body and on the behaviour of residual current-operated earth-leakage circuit-breakers in case of direct contact for tensions up to 200 V AC, 50 Hz”, Transactions: Symposium on electrical shock safety criteria, Toronto, 1983. Pergamon Press, Toronto, (1984).
- [3] Biegelmeier, G.: “Über den Einfluss der Haut auf die Körperimpedanz des Menschen”, E.u.M., Vol.97 (1980) No. 9, p. 369-378.
- [4] Sam, U.: “Neue Erkenntnisse über die elektrische Gefährdung des Menschen bei Teildurchströmungen des Körpers”, VDRI-Jahrbuch (1969), Nordwestl. Eisen- und Stahl- Berufsgenossenschaft, Hannover.
- [5] Osypka, P.: “Messtechnische Untersuchungen über Stromstärke, Einwirkungsdauer und Stromweg bei elektrischen Wechselstromunfällen an Mensch und Tier, Bedeutung und Auswertung für Starkstromanlagen”, Elektromedizin, Vol.8, (1963), Nr. 3 et/and 4.
- [6] Wagner, E.Ch.: “Über die Diagnostik von Stromeintrittstellen auf der menschlichen Haut”. Dissertation Universität Erlangen, (1961), Bundesrepublik Deutschland/Federal Republic of Germany.
- [7] Biegelmeier, G., Mörx, H. and Bachl, H.: “Neue Messungen des Körperwiderstandes des lebenden Menschen mit Wechselstrom 50 Hz, sowie mit höheren Frequenzen und mit Gleichstrom” e&i, 108.Jg. (1991), H.3, p. 96-113.
- [8] Kieback, D.: “Ergebnisse von Forschungsarbeiten und statistischen Untersuchungen des Institutes zur Erforschung elektrischer Unfälle”, e&i, 106.Jg. (1989), H.1, p. 14-20.
- [9] Bachl, H., Biegelmeier, G. and Hirtler, R.: “Körperimpedanzen des Menschen bei trockenen, wassernassen und salznassen Berührungsflächen verschiedener Größe”; ESF-Report No. 2, Private non-profit Foundation “Electrical Safety”, Vienna, (2001)
- [10] Ferris, L.P., King, B.G., Spence, P.W. et/and Williams, H.S.: “Effects of electric shock on the heart” Electr. Eng., Vol.55 (1936), p. 498.
- [11] Dalziel, C.F.: “Dangerous electric currents” AIEE transactions, Vol.65 (1946), p. 579, Discussion, p. 1123.
- [12] Kouwenhoven, W.B., Knickerbocker, G.G., Chesnut, R.W., Milnor, W.R. and Sass, D.J.: “AC shocks on varying parameters affecting the heart”, Trans. Amer. Inst. Electr. Eng. Part 1, Vol. 78 (1959), p.163.
- [13] Osypka, P.: “Messtechnische Untersuchungen über Stromstärke, Einwirkungsdauer und Stromweg bei elektrischen Wechselstromunfällen an Mensch und Tier, Bedeutung und Auswertung für Starkstromanlagen”, Elektromedizin, Vol.8, (1963), Nr. 3 et/and 4.
- [14] Antoni, H., Biegelmeier, G. and Kieback, D.: “Konventionelle Grenzwerte mit vertretbarem Risiko für das Auftreten von Herzkammerflimmern bei elektrischen Durchströmungen mit Wechselstrom 50/60 Hz bzw. Gleichstrom”; ESF-Report No. 3, Private non-profit Foundation “Electrical Safety”, Vienna, (2001)
- [15] O’Keefe, W., Ross, N.G. and Trethewie, E.R.: “Determining tolerable short duration electric shock potentials from heart ventricular fibrillation threshold data”, Elec. Eng. Trans. I.E.

Australia, Vol.EE8, No.1, (April 1972), p. 9.

[16] Buntenkötter, S., Jacobsen, J. and Reinhard, H.J.: “Experimentelle Untersuchungen an Schweinen zur Frage der Mortalität durch sinusförmige phasenangeschnittene sowie gleichgerichtete elektrische Ströme”, Biomedizinische Technik, Vol.20 (1975), Nr. 3, p.99.

[17] Biegelmeier, G. and Lee, W .R.: “New considerations on the threshold of ventricular fibrillation for AC shocks at 50-60 Hz”, I.E.E. Proc., Vol.127, No.2, Pt. A. (March 1980), p. 103-110.

[18] Antoni, H.: “What is measured by the so-called threshold of fibrillation? ”, Progress in pharmacology, Vol.2/4, Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, (1979).

[19] Raftery, E.G., Green, H.L. and Yacoub, M.H.: “Disturbances of heart rhythm produced by 50 Hz leakage currents in human subjects”, Cardiovascular research, Vol.9 (1975), p. 263-265.

[20] Kupfer, J., Bastek, R. and Eggert, S.: “Grenzwerte zur Vermeidung von Unfällen durch elektrischen Strom mit tödlichem Ausgang”, Z ges. Hyg., Vol.27 (1981), Nr. 1, p. 9.

[21] Bridges, J.E.: “An investigation on low-impedance and low-voltage shocks”, IEEE- Transactions, Vol.PAS-100, Nr. 4, (April 1981), p.1529.

[22] Biegelmeier, G.: “Wirkungen des elektrischen Stromes auf Menschen und Nutztiere”, Lehrbuch der Elektropathologie, VDE-Verlag Berlin and Offenbach, (1986).

[23] Kupfer, J., Funke, K. and Erkens, R.: “Elektrischer Strom als Unfallursache”, Verlag Tribüne Berlin, (1987).

[24] Kieback, D.: “Ergebnisse von Forschungsarbeiten und statistischen Untersuchungen des Institutes zur Erforschung elektrischer Unfälle”, e&i, 106.Jg. (1989), H.1, p. 14-20.

[25] Dalziel, C.F. and Lee, W.R. “Re-evaluation of Lethal Electric currents” (1968) IEEE Transactions on Industry Applications IGA-4(5), pp. 467-467.

[26] Antoni, H. and Biegelmeier, G.: Über die Wirkungen von Gleichstrom auf den Menschen “, E und M., Vol.96 (1979), Nr.2, p.71.

[27] Killinger, J.: “Vergleichende Untersuchungen von elektrischen Unfällen durch Gleichstrom bei Spannungen bis 1 200 V in technischer Hinsicht”, Elektromedizin, Bd.4 (1959), H.5.

[28] Antoni, H., Hohnloser, S. and Weirich, J.: “Worauf beruht der Unterschied in der biologischen Wirkung von Gleichstrom und von Wechselstrom am Herzen”, Arbeits- medizin, Bd.17 (1982), H.7., p. 167.

[29] Brinkmann, K. and Schaefer, H. (Hrsg): “Der Elektrounfall”, Berlin; Heidelberg; New York; Springer (1982).

[30] IEC 60479-2:2019 Effects of current on human beings and livestock —Part 2: Special aspects

[31] IEC TR 60479-3:1998 Effects of current on human beings and livestock—Part 3: Effects of current passing through the body of livestock

[32] Walcott GP, Kroll MW and Ideker RE. Ventricular fibrillation threshold of rapid short pulses. Conference proceedings: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference. 2011;2011:255-8.

[33] Hart, A five-part resistor-capacitor network for measurement of voltage and current levels related to electric shock and burns, Electric shock safety criteria, proceedings of the first international symposium on electrical shock safety criteria, Pergamon Press, 1985.

[34] Perkins, Touch current measurement comparison: Looking at IEC 60990 measurement circuit performance, Part 1 electric Burn, IEEE PSES Product Safety Engineering Newsletter, Vol 4,

No 2, 2008.

[35] Perkins, Touch current measurement comparison; Looking at IEC 60990 measurement circuit performance, Part 2 electric shock, IEEE PSES Product Safety Engineering Newsletter, Vol 4, No 3, 2008.

[36] Mines GR (1913) On dynamic equilibrium in the heart. *J Physiol.* 46:349-383.

[37] Jalife J, Gray RA, Morley GE, Davidenko JM (1998).“Self-organization and the dynamical nature of ventricular fibrillation”. *Chaos* 8 (1): 79 - 93.

[38] Panfilov A and Pertsov A (2001) “Ventricular Fibrillation; evolution of the multiple-wavelet hypothesis” *Phil. Trans. R. Soc. Lond. A* 359, 1315-1325.

[39] Winfree, A. T. (1989) “Electrical instability in cardiac muscle; phase singularities and rotors”. *J.Theor. Biol.* 138, 353-405.

[40] Luo CH and Rudy Y (1994).“A dynamic model of the cardiac ventricular action potential. I. Simulations of ionic currents and concentration changes.”*Circ. Res.* 74:1071-1096.

[41] Factors Determining Vulnerability to Ventricular Fibrillation Induced by 60-CPS Alternating Current, by Tsuneaki Sugimoto et al, *Circulation Research*, Vol. XX1 1967, 601-608.

[42] Voroshilovsky O, Qu Z, Lee MH, Ohara T, Fishbein GA, Huang HL, et al. Mechanisms of ventricular fibrillation induction by 60-Hz alternating current in isolated swine right ventricle. *Circulation.* 2000;102(13):1569-74.

[43] Sharma AD, Fain E, O’Neill PG, Skadsen A, Damle R, Baker J, et al. Shock on T versus direct current voltage for induction of ventricular fibrillation; a randomized prospective comparison. *Pacing and clinical electrophysiology; PACE.* 2004;27(1):89-94.

[44] Dillon SM and Kwaku KF. Progressive depolarization; a unified hypothesis for defibrillation and fibrillation induction by shocks. *J Cardiovasc Electrophysiol.*1998;9:529-52.

[45] Chen P-S, Wolf PD and Ideker RE. The mechanism of cardiac defibrillation; a different point of view. *Circulation.* 1991;84:913-919.

[46] Cheng Y, Mowrey KA, Van Wagoner DR, Tchou PJ and Efimov IR. Virtual electrode-induced reexcitation; A mechanism of defibrillation. *Circ Res.* 1999;85:1056-66.

[47] Efimov IR, Cheng Y, Yamanouchi Y and Tchou PJ. Direct evidence of the role of virtual electrode-induced phase singularity in success and failure of defibrillation. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2000;11:861-8.

[48] Kroll MW . A minimal model of the single capacitor biphasic defibrillation waveform. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1994;17:1782-92.

[49] Swerdlow C, Ahern T, Kass R, Davie S, Mandel W and Chen P-S. Upper limit of vulnerability is a good estimator of shock strength associated with 90 % probability of successful defibrillation in humans with transvenous implantable cardioverter defibrillators. *J Am Coll Cardiol.* 1996;27:1112-1117.

[50] Walcott GP, Kroll MW and Ideker RE. Ventricular fibrillation; are swine a sensitive species? *Journal of interventional cardiac electrophysiology; an international journal of arrhythmias and pacing.* 2015;42:83-9.

[51] Perkins, Physical body parameter calculations based on measurements (IEEE PSES 2008).

[52] D. Panescu, J. G. Webster and R. A. Stratbucker, “A nonlinear electrical-thermal model of the skin, ” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 41, no. 7, pp. 672-680, 1994.

[53] BACHL, H., BIEGELMEIER, G., EVANS, T.H., and MÖRX, A.: Über den Schutz

von Nutztieren gegen gefährliche Körperströme; Bull. SEV/VSE 83 (1992), H. 3, pp. 65-72.

[54] LANGE, W. and DECKER, W.: Über das elektrische Widerstandsverhalten des Tierkörpers; Mitteilung; Untersuchungen über den Hautwiderstand und den Tierkörperwiderstand beim Rind; Sonderdruck aus dem Archiv für experimentelle Veterinärmedizin, Vol. 21 (1967), No. 5, pp. 1273-1283 and pp. 1286-1293.

[55] LANGE, W., MATTHÄUS, H.U., and RADTKE, H.J.: Untersuchungen zum elektrischen Körperinnenwiderstand beim Rind; Arch. exper. Vet. med. (1973), pp. 653-659.

[56] BIEGELMEIER, G., BRUGERE, H., GOURBIERE, E., KIEBACK, D., LAMBROZO, J., RABITSCH, G. and VIDAL, R.: Die Bedeutung der Widerstände der Hufe von Nutztieren und der Schuhe von Menschen für die konventionellen Grenzen der Fehlerspannung und der Berührungsspannung; Bulletin SEV, 19 (1993), pp. 41-48.

[57] FERRIS, L.P., KING, B.G., SPENCE, P.W. and WILLIAMS, H.B.: Effect of electric shock on the heart; Electr. Eng., Vol. 55 (1936), p. 498.

[58] IEC 60990 Methods of measurement of touch current and protective conductor current

[59] IEC 60601-1 Medical electrical equipment—Part 1: General requirements for basic safety and essential performance

[60] IEC 60479 (all parts) Effects of current on human beings and livestock





