



中华人民共和国国家标准

GB/T 13870.2—2016/IEC/TS 60479-2:2007
代替 GB/T 13870.2—1997

电流对人和家畜的效应 第2部分：特殊情况

Effects of current on human beings and livestock—Part 2: Special aspects

(IEC/TS 60479-2:2007, IDT)

2016-04-25 发布

2016-11-01 实施

中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局
中国国家标准化管理委员会 发布

目 次

前言	III
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 频率 100 Hz 以上的交流电流的效应	3
5 特殊波形电流的效应	7
6 具有相位控制的交流电流的效应	12
7 具有多周波控制的交流电流的效应	14
8 混合频率下等效电流阈值的估算	16
9 重复脉冲电流对心室纤维性颤动阈的影响	16
10 电流通过浸入水中人体的效应	19
11 短时单向单脉冲电流的效应	22
参考文献	28
图 1 50 Hz/60 Hz~1 000 Hz 频率范围内感知阈的变化	4
图 2 50 Hz/60 Hz~1 000 Hz 频率范围内摆脱阈的变化	4
图 3 50 Hz/60 Hz~1 000 Hz 频率范围内心室纤维性颤动阈的变化,电击持续时间大于一个 心搏周期且电流由纵向通路通过人体躯干	5
图 4 1 000 Hz~10 000 Hz 频率范围内感知阈的变化	5
图 5 1 000 Hz~10 000 Hz 频率范围内摆脱阈的变化	6
图 6 纯直流、纯交流以及各种交直流比率的合成波形	8
图 7 男人、女人和儿童的摆脱阈	9
图 8 50 Hz/60 Hz 交直流合成波形的 99.5 百分位的摆脱阈	9
图 9 具有相同心室纤维性颤动可能性的交直流合成电流	11
图 10 交流整流电流的波形	12
图 11 具有相位控制的交流电流波形	13
图 12 具有多周波控制的交流电流的波形	14
图 13 各种功率控制制度的多周波控制交流电流的心室纤维性颤动阈(平均值)	15
图 14 由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(100 mA 0.01 s/0.5 s)	17
图 15 由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(100 mA 1 s/0.5 s)	18
图 16 由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(100 mA 1 s/1 s)	18
图 17 矩形脉冲、正弦脉冲和电容器放电的电流波形	23

图 18	具有相同比致颤能量和相同电击持续时间的矩形脉冲、正弦脉冲和电容器放电的电流波形	24
图 19	电容器放电的感知阈和痛觉阈(双手干燥,大接触面积)	25
图 20	脉冲电流的心室纤维性颤动阈	26
表 1	连续脉冲中每个脉冲的心室纤维性颤动阈值的估算示例	17
表 2	典型水溶液的电阻率	19
表 3	典型人体组织的电阻率	20
表 4	不同的水溶液电阻率和电源阻抗特性条件下通过人体的电流状况	21

前 言

GB/T 13870《电流对人和家畜的效应》分为以下 5 个部分：

- 第 1 部分：通用部分；
- 第 2 部分：特殊情况；
- 第 3 部分：电流通过家畜躯体的效应；
- 第 4 部分：雷电流通过人体和家畜躯体的效应；
- 第 5 部分：生理效应的接触电压阈值。

本部分是 GB/T 13870 的第 2 部分。

本部分按照 GB/T 1.1—2009 和 GB/T 20000.2—2009 给出的规则起草。

本部分代替 GB/T 13870.2—1997《电流对人和家畜的效应 第 2 部分：特殊情况》，本部分与 GB/T 13870.2—1997 相比，主要技术变化如下：

- 进一步完善如下技术内容：通过人体的频率范围在 15 Hz~100 Hz 之间的具有直流分量的交流电流、具有相位控制的交流电流以及具有多周波控制的交流电流的效应（见第 5 章、第 6 章、第 7 章）；
- 增加了混合频率下等效电流阈值的估算（见第 8 章）；
- 增加了重复脉冲电流对心室纤维性颤动阈值的影响（见第 9 章）；
- 增加了电流通过浸入水中人体的效应（见第 10 章）。

本部分使用翻译法等同采用 IEC/TS 60479-2:2007（第 3 版）《电流对人和家畜的效应 第 2 部分：特殊情况》。本部分与 IEC/TS 60479-2:2007（第 3 版）相比，章条编号完全一致，技术内容完全相同，但做了以下编辑性修改：

- 用小数点符号“.”代替小数点符号“,”；
- 删去了 IEC 标准的“前言”。

本部分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。

本部分起草单位：中国航空规划建设发展有限公司（原中国航空工业规划设计研究院）、中机中电设计研究院有限公司。

本部分主要起草人：牛犇、逯霞、张琪、王颖、刘叶语、丁杰、王厚余。

本部分所代替标准的历次版本修订情况为：

- GB/T 13870.2—1997

电流对人和家畜的效应

第 2 部分：特殊情况

1 范围

GB/T 13870 的本部分阐述了频率在 100 Hz 以上的正弦交流电流通过人体的效应。

本部分还给出了具有直流分量、具有相位控制和具有多周波控制的交流电流通过人体的效应，但这些结论仅适用于频率在 15 Hz~100 Hz 之间的交流电流。

注 1：其他波形电流的效应正在研究中。

本部分进一步阐述了单个单向波形的矩形脉冲、正弦脉冲和电容器放电引起的脉冲形式的电流通过人体的效应。

注 2：连续脉冲电流的效应正在研究中。

所给出的数据适用于持续时间在 0.1 ms~10 ms(包含 10 ms)之间的脉冲电流。对于持续时间在 10 ms 以上的脉冲电流，应参照 GB/T 13870.1—2008 图 20 中的数据。

本部分仅考虑了躯体接触电气装置而产生的传导电流，这一点与 GB/T 13870.1—2008 和 GB/T 13870.3 相同。并未涉及暴露在外部电磁场下而产生的躯体感应电流。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件，仅注日期的版本适用于本文件。凡是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。

GB/T 13870.1—2008 电流对人和家畜的效应 第 1 部分：通用部分

GB/T 13870.3 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

GB/T 12113 接触电流和保护导体电流测量方法

3 术语和定义

GB/T 13870.1—2008 中界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

注：部分术语的定义摘自 GB/T 2900《电工术语》(国际电工辞典 IECV, 这些引用已在参考文献[27][28]中列出)。

3.1

频率系数 frequency factor

F_f

频率为 f 时产生相应生理效应的阈电流值与 50 Hz/60 Hz 时的阈电流值之比。

注：对于感知、摆脱和心室纤维性颤动，其频率系数是各不相同的。

3.2

相位控制 phase control

改变电子阀器件或阀臂在周期内导电开始时刻的过程。

[GB/T 2900.33—2004, 551-16-23]

3.3

相位控制角(电流延迟角) phase control angle (current delay angle)

电流导通的起始瞬间由于相位控制而延迟的时间间隔，以电角度表示。

GB/T 13870.2—2016/IEC/TS 60479-2:2007

[GB/T 2900.33—2004,551-16-32]

3.4

多周波控制 multicycle control

改变导电周波数与不导电周波数之比的过程。

[GB/T 2900.33—2004,551-16-31]

3.5

多周波控制因数 multicycle control factor

p

多周波控制的情况下,导通周波数对导通与不导通周波数之和的比。

[GB/T 2900.33—2004,551-16-37](同时参见图 12)

3.6

比致颤能量 specific fibrillating energy

F_e ($W \cdot s/\Omega$ 或 $A^2 \cdot s$)

在给定条件(电流通路、心脏时相)下,引起一定概率的心室纤维性颤动的短时单向脉冲电流的最小 I^2t 值。

注: F_e 系根据脉冲的波形积分求出:

$$\int_0^{t_i} i^2 dt$$

其中, t_i 的定义见图 17 和图 18。

F_e 与人体电阻的乘积即为在脉冲期间耗散在人体内的能量。

3.7

致颤电荷量 specific fibrillating charge

F_q (C 或 $A \cdot s$)

在给定条件(电流通路、心脏时相)下,引起一定概率的心室纤维性颤动的短时单向脉冲电流的最小 It 值。

注: F_q 系根据脉冲的波形积分求出:

$$\int_0^{t_i} i dt$$

其中 t_i 的定义见图 17 和图 18。

3.8

时间常数 time constant

场量分量的振幅随时间呈指数衰减至 $1/e = 0.367\ 9$ 所需要的时间。

[GB/T 2900.86—2009,801-21-45]

3.9

电容器放电的电击持续时间 shock duration of a capacitor discharge

t_i

由放电开始到放电电流降到其峰值的 5% 时所需要的时间(见图 17 和图 18)。

注: 当电容器的时间常数为 T 时,电容器放电的电击持续时间等于 $3T$ 。在电容器放电的电击持续时间内,脉冲的所有能量几乎都被消耗掉。

3.10

复合近似波形的电击持续时间 shock duration for complex asymptotic waveform

包含有 95% 全部脉冲能量的那部分脉冲的最短持续时间。

3.11

感知阈 threshold of perception

在给定条件下,通过人体可引起任何感觉的电荷量的最小值。

注：用于第 11 章。

3.12

痛觉阈 threshold of pain

以脉冲形式施加于手握大电极的人可引起痛觉的电荷量(It)或比能量(I^2t)的最小值。

注：用于第 11 章。

3.13

痛觉 pain

使人不愿再次接受的一种不适的感受。

注：例如超出 11.3 所述痛觉阈的电击、蜜蜂蛰或香烟烫的感受。

4 频率 100 Hz 以上的交流电流的效应

注：50 Hz/60 Hz 交流电流的效应见 GB/T 13870.1。

4.1 概述

在现代电气设备中,越来越多地使用频率高于 50 Hz/60 Hz 的交流电,例如飞机(400 Hz)、电动工具及电焊(多数用到 450 Hz)、电疗设备(多数使用 4 000 Hz~5 000 Hz)以及开关电源(20 kHz~1 MHz)。

由于可用于本章的实验数据不多,因此,本章所提供的资料只应看作是暂定的,但可以用来评估所涉及的各频率范围内电流的风险程度(见参考文献)。同时还要注意到以下事实,对于约为几十伏的接触电压,人体皮肤阻抗大致与频率成反比降低,因此,500 Hz 时的皮肤阻抗大约仅为 50 Hz 时的十分之一,在很多情况下是可以忽略不计的。因此在这些频率时,人体阻抗降为其内阻抗 Z_i (参见 GB/T 13870.1—2008)。

注：峰值测量方法的应用。当非正弦和混合频率周期电流足以引起感知、惊跳和无力摆脱等生理效应时,该电流产生的生理效应能够很好地由测量回路输出信号的峰值所指示,该测量电路包含一个类似于 GB/T 12113 中所述的频率加权网络。

这些频率加权网络依据本章中所述的频率系数减弱某些信号,使得输出信号对应于恒定水平的生理效应。这些调节针对于引起较小生理效应的窄脉冲,因为窄脉冲的峰值持续时间很短。可通过该网络的输出端读取一个与波形或混合频率无关的固定数值,以方便对泄漏电流的确定和危险程度的评估。

通过这种测量方法产生相同峰值的非正弦和正弦电流会引起类似的生理效应。

有代表性的网络参见 GB/T 12113 和参考文献[16]。

4.2 频率范围在 100 Hz 以上直至(并包括)1 000 Hz 的交流电流的效应

4.2.1 感知阈

图 1 给出感知阈的频率系数。

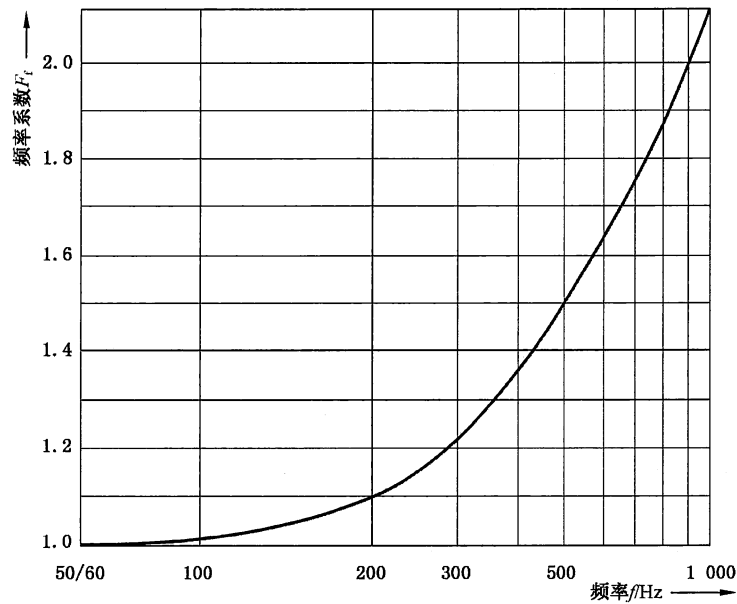


图 1 50 Hz/60 Hz~1 000 Hz 频率范围内感知阈的变化

4.2.2 摆脱阈

图 2 给出摆脱阈的频率系数。

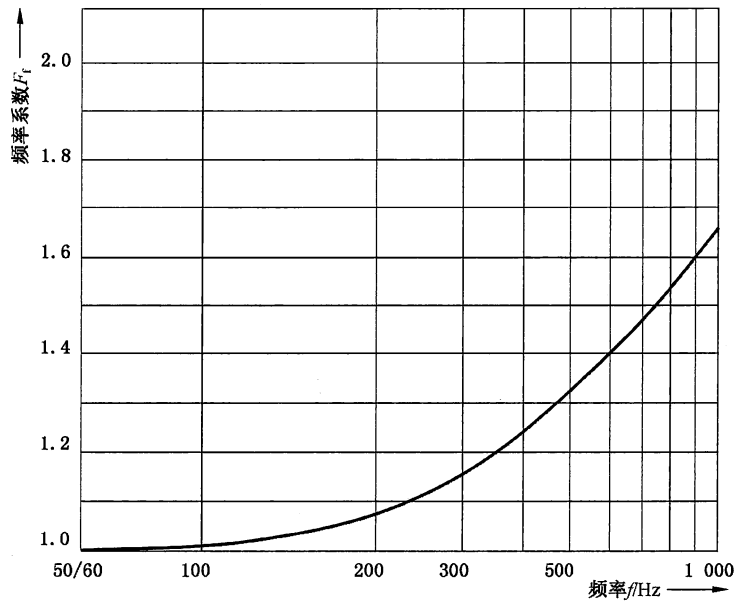


图 2 50 Hz/60 Hz~1 000 Hz 频率范围内摆脱阈的变化

4.2.3 心室纤维性颤动阈

图 3 给出了当电击持续时间大于一个心搏周期且电流由纵向电流通路通过人体躯干时,心室纤维性颤动阈的频率系数。

电击持续时间小于一个心搏周期时,尚无实验数据可用。

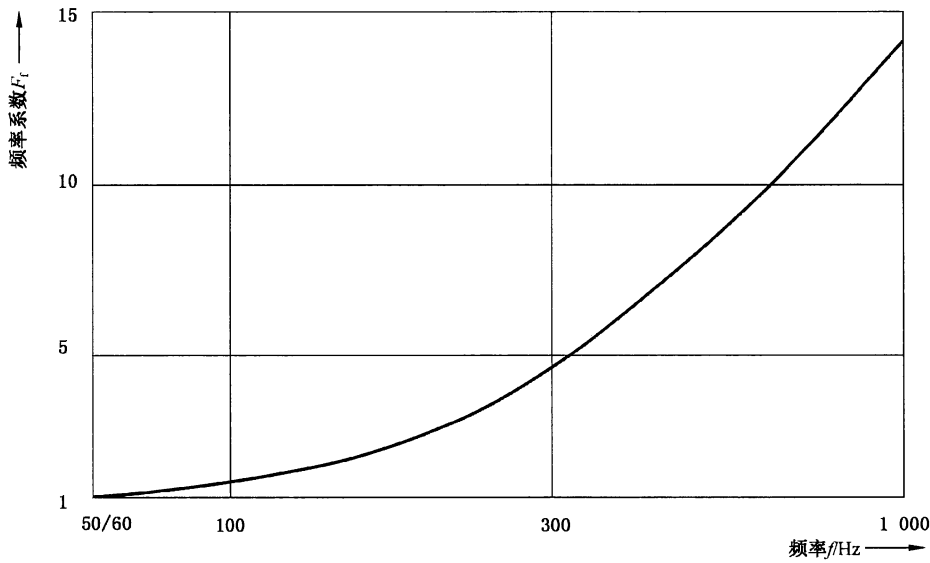


图 3 50 Hz/60 Hz~1 000 Hz 频率范围内心室纤维性颤动阈的变化，
电击持续时间大于一个心搏周期且电流由纵向通路通过人体躯干

4.3 频率范围在 1 000 Hz 以上直至(并包括)10 000 Hz 的交流电流的效应

4.3.1 感知阈

图 4 给出感知阈的频率系数。

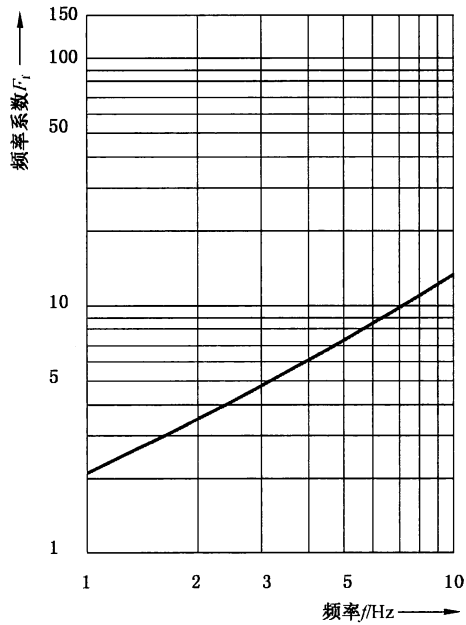


图 4 1 000 Hz~10 000 Hz 频率范围内感知阈的变化

4.3.2 摆脱阈

图 5 给出摆脱阈的频率系数。

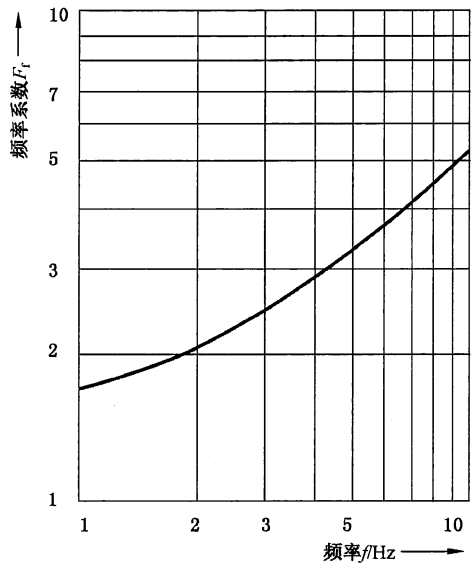


图 5 1 000 Hz~10 000 Hz 频率范围内摆脱阈的变化

4.3.3 心室纤维性颤动阈

正在研究中。

4.4 频率范围在 10 000 Hz 以上的交流电流的效应

4.4.1 感知阈

频率在 10 kHz~100 kHz 之间时,感知阈大约由 10 mA 上升到 100 mA(方均根值)。

频率在 100 kHz 以上、电流强度约为数百毫安时,感知由较低频率时特有的刺痛感转变为一种温热感。

4.4.2 摆脱阈

频率在 100 kHz 以上时,关于摆脱阈,既无实验数据也无事故报道。

4.4.3 心室纤维性颤动阈

频率在 100 kHz 以上时,关于心室纤维性颤动阈,既无实验数据也无事故报道。

4.4.4 其他效应

频率在 100 kHz 以上且电流值为安培数量级时,可能会发生烧伤,依电流的持续时间而定。

5 特殊波形电流的效应

5.1 概述

正如预期的那样,特殊波形电流对人体的效应介于直流电流效应和交流电流效应之间;由此就能够确定其引起心室纤维性颤动的等效电流值。

第5章~第7章分别给出了下列电流通过人体的效应

- 具有直流分量的正弦交流电流
- 具有相位控制的正弦交流电流
- 具有多周波控制的正弦交流电流

注:其他的波形正在研究中。

第5章~第7章中给出的资料仅适用于频率为15 Hz~100 Hz的交流电流。

5.2 等效的量值、频率和阈值

在第5章~第7章中,与特殊波形电流具有类似效应的等效纯正弦交流电流 I_{ev} 具有下列特性:

- 量值等效性

下列各电流值应加以区分:

- I_{rms} ——所涉及的特殊波形电流的方均根值;
- I_p ——所涉及的特殊波形电流的峰值;
- I_{pp} ——所涉及的特殊波形电流的峰-峰值;
- I_{ev} ——与所涉及的特殊波形具有相同效应的等效正弦电流的方均根值。

注:用电流 I_{ev} 来代替 GB/T 13870.1 的图 20 和图 22 中的电流 I_B ,以评估心室纤维性颤动的危险。

大多数生理效应与由频率系数 F 决定的自然人体滤波器滤过的峰值电流(在量级和持续时间上)有关。除电流的方均根值和峰值有确定关系的情况(例如纯正弦电流)外,此峰值电流适用于所有情况。

- 频率等效性

所研究的波形与等效正弦波形的周期相同。

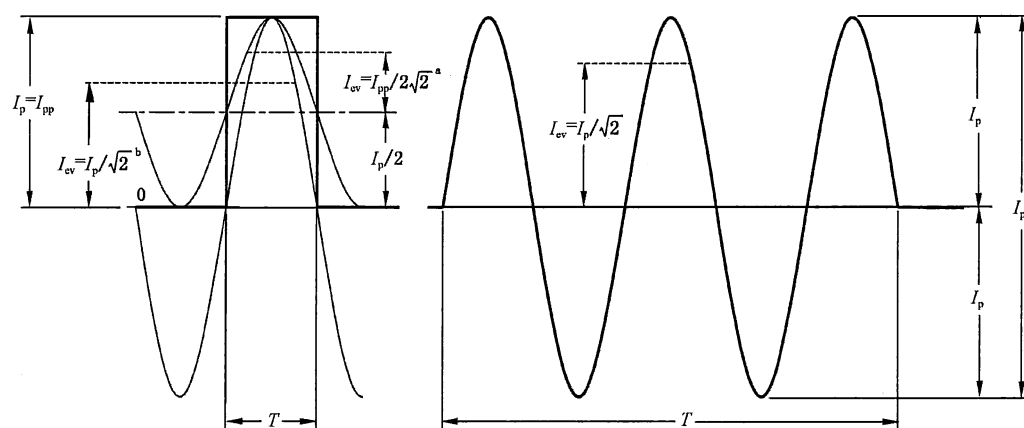
- 阈值等效性

含有特定交直流比率的电流波形的不同电流阈值(感知阈、摆脱阈和心室纤维性颤动阈)分别等同于具有 I_{ev} 特征值的纯正弦交流电流的相应阈值。但是对于不同的反应阈,他们的 I_{ev} 值互不相同。

5.3 具有直流分量的交流电流的效应

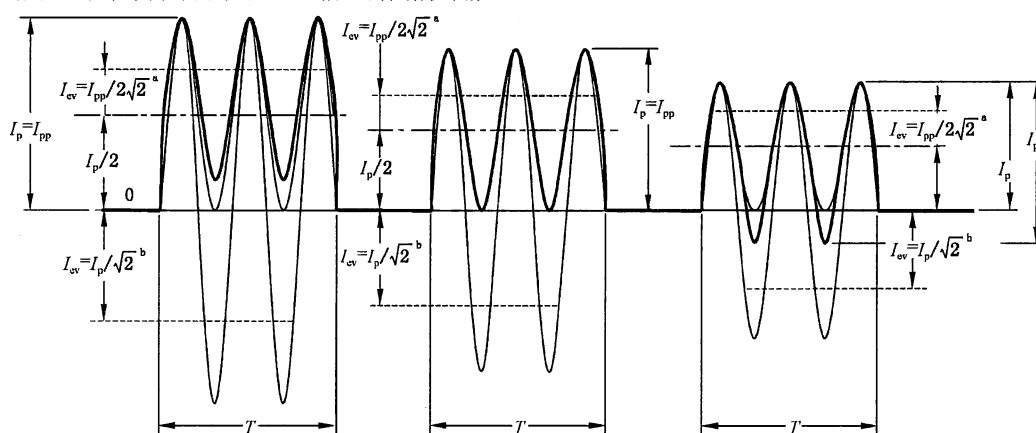
5.3.1 波形、频率和电流阈值

图 6 给出了本章涉及的典型波形。图中包括纯直流和纯交流,以及各种交直流比率的合成波形。



^a 适用于电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期的情况。

^b 适用于电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期的情况。



^a 适用于电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期的情况。

^b 适用于电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期的情况。

图 6 纯直流、纯交流以及各种交直流比率的合成波形

5.3.2 惊跳反应阈

惊跳反应阈取决于多个参数,如人体与电极接触的面积(接触面积)、接触条件(干燥、潮湿、压力、温度)以及个人的生理特点等。

这些效应与电流的峰值有关[13]并且需要将不同频率的电流逐个叠加以评估总效应。具体的测量电路在 GB/T 12113 中已有描述。

5.3.3 摆脱阈

摆脱阈取决于多个参数,如接触面积、电极的形状和大小以及个人的生理特点等。

根据摆脱的定义(手与带电回路持续接触几秒钟),本部分依据参考文献[17]中的图 5 来确定交直流合成波形的摆脱阈值。该例中,交流电流的频率为 60 Hz,交流峰值 7.07 mA(相应正弦电流的方均值为 5 mA)和直流 30 mA 分别作为纯交流和纯直流的接触电流阈值。这些阈值适用于所有人群(包括儿童)。

$I_{acpk} = 7.176 \times e^{(-0.143 \times 4 \times DC)} - 0.106$ 1,此等式可用来描述上述案例,也可用于计算特定范围内任何交直流合成电流的摆脱阈值。

图 7 给出了参考文献[17]中的数据。

其中的曲线可用下列等式描述：

$I_{acpk}=12.890\ 5\times e^{(-0.069\ 39\times DC)}-0.190\ 5,$ 99.5 百分位男人的摆脱阈曲线

$I_{acpk}=8.523\times e^{(-0.104\ 9\times DC)}-0.126\ 0,$ 99.5 百分位女人的摆脱阈曲线

$I_{acpk}=6.394\ 5\times e^{(-0.138\ 8\times DC)}-0.094\ 5,$ 99.5 百分位儿童的摆脱阈曲线

出于实际应用的考虑，一些标准允许直流电源存在一定的纹波系数(至多 10%)。

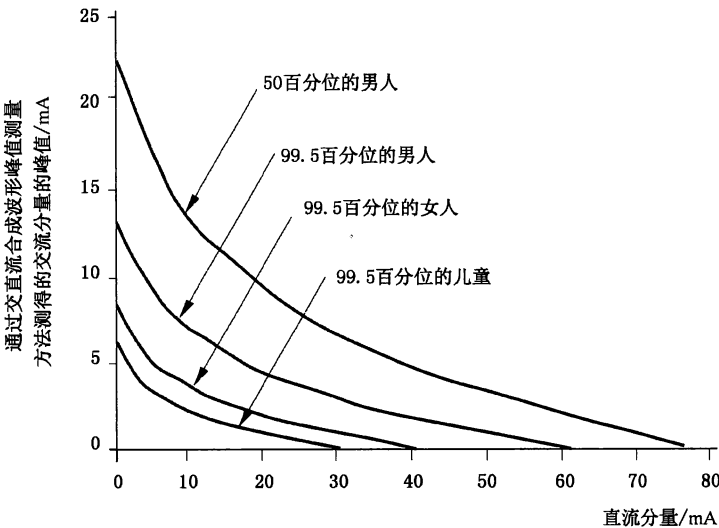


图 7 男人、女人和儿童的摆脱阈

图 8 给出了 50 Hz/60 Hz 交直流合成波形以峰值(mA)形式表示的摆脱阈曲线。交直流合成波形的峰值以直流分量函数的形式给出,可用于包括儿童在内的全范围人群摆脱阈的估算。

图 8 可用下面的等式描述：

$I_{acpk}+I_{dc}=7.176\times e^{(-0.143\ 4\times DC)}-0.106\ 1+DC$

交直流合成波形的摆脱阈

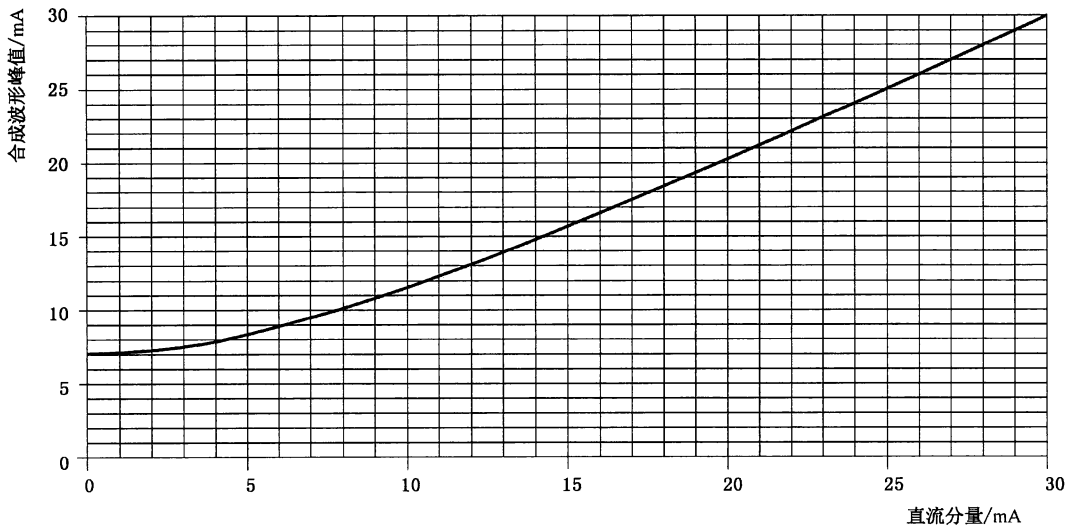


图 8 50 Hz/60 Hz 交直流合成波形的 99.5 百分位的摆脱阈

这些效应与电流的峰值有关[6]并且需要将不同频率的电流逐个叠加以评估总效应。具体的测量

电路在 GB/T 12113 中已有描述。

5.3.4 心室纤维性颤动阈

5.3.4.1 含有特定的交流与直流比例的波形

这种波形电流的心室纤维性颤动危险可看作与具有下列特性的等效纯正弦交流电流 I_{ev} 所引起的危险大致相同：

- a) 电击持续时间大于约 1.5 倍心搏周期时, I_{ev} 等于与所涉及波形有相同峰-峰值 I_{pp} 的正弦电流的方均根值。

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{2\sqrt{2}}$$

- b) 电击持续时间小于约 0.75 倍心搏周期时, I_{ev} 等于与所涉及波形有相同峰值 I_p 的正弦电流的方均根值。

$$I_{ev} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$$

注 1: 交流与直流的比例越小, 这一对比关系越不适用。对于持续时间小于 0.1 s 的纯直流电击, 其阈值等于相应交流电流的方均根值(见 GB/T 13870.1—2008 的图 20 和图 22)。

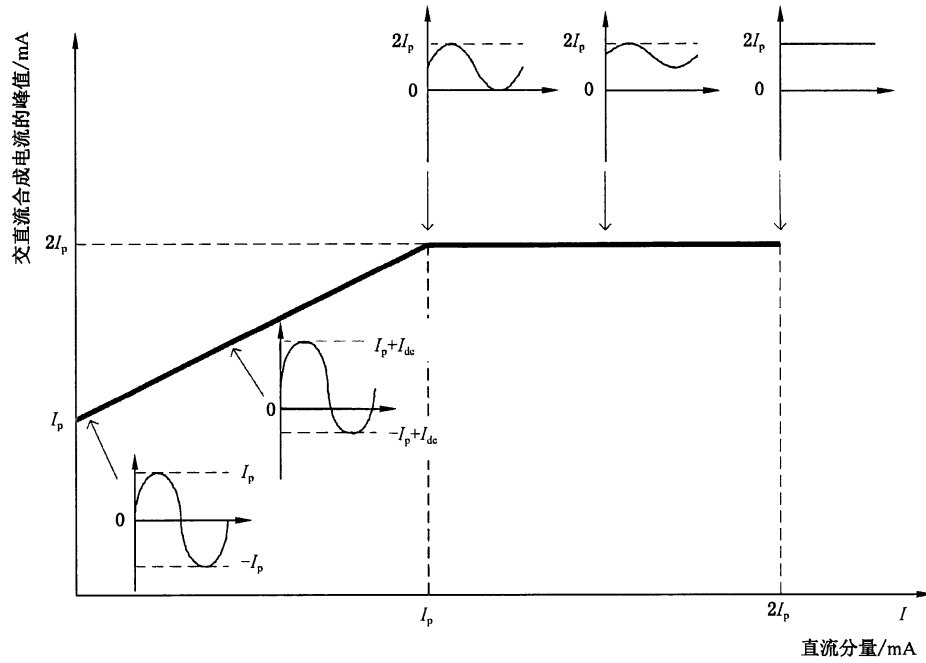
- c) 电击持续时间在 0.75~1.5 倍心搏周期之间时, 电流幅值从峰值向峰-峰值变化。

注 2: 发生这种转变的特性细节有待进一步的研究。

根据参考文献[5]中的调查结果, 对于持续几秒或更长时间的 50 Hz/60 Hz 正弦交直流合成电流造成心室纤维性颤动的可能性与相同持续时间的、有相同峰-峰值的 50 Hz/60 Hz 纯正弦交流电流产生心室纤维性颤动的可能性相同, 前提是在每个周期内直流电流没有大到足以抵消瞬时反向电流(即阻止电流过零)。例如, 一个方均根值为 40 mA 的 50 Hz/60 Hz 的正弦交流电流与一个不大于 $40\sqrt{2}$ mA 的直流电流的合成电流, 其产生的心室纤维性颤动的可能性与单独一个方均根值为 40 mA 的 50 Hz/60 Hz 的纯正弦交流产生心室纤维性颤动的可能性相同。

在触电持续几秒或更长时间、且直流分量足够大以至于在每个周期内不存在瞬时反向电流的情况下, 当合成电流的峰值与 50 Hz/60 Hz 纯正弦交流电流的峰-峰值相同时, 此合成电流与该纯正弦电流具有相同的心室纤维性颤动的可能性。例如: 具有 $80\sqrt{2}$ mA ($2 \times I_p$) 峰值电流的 50 Hz/60 Hz 正弦交直流合成电流(在每个周期内无瞬时反向电流)产生心室纤维性颤动的可能性与方均根值为 40 mA 的 50 Hz/60 Hz 纯正弦电流大致相同。

图 9 给出了具有相同心室纤维性颤动可能性的正弦交流(包括 20 Hz、50 Hz 和 60 Hz)与直流合成电流的特性曲线。



说明：

I_p ——纯交流电流的峰值。

注：合成电流的峰-峰值 I_{pp} 在直流分量达到 I_p 之前保持恒定，当直流分量大于 I_p 时合成电流的峰值保持为两倍的纯交流电流峰值不变。

图 9 具有相同心室纤维性颤动可能性的交直流合成电流

5.3.4.2 交流整流电流的实例

图 10 表示半波和全波整流的波形。这些波形的电流峰值等于其峰-峰值。

等效交流电流 I_{ev} 由下列公式确定：

a) 电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期时：

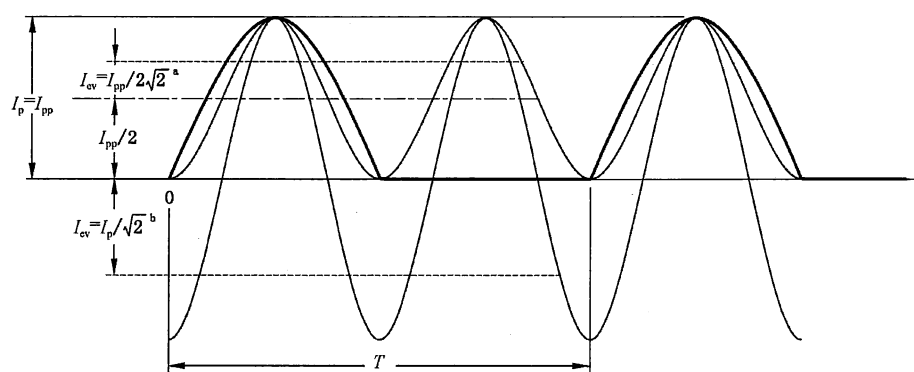
$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{2\sqrt{2}} = \frac{I_p}{2\sqrt{2}}$$

因此，对于半波整流， I_{ev} 与整流电流的方均根值 I_{rms} 的关系为：

$$I_{ev} = \frac{I_{rms}}{\sqrt{2}}$$

对于全波整流：

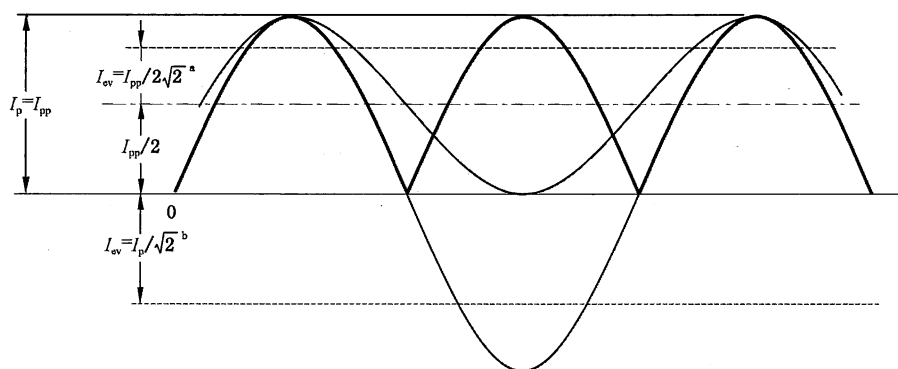
$$I_{ev} = \frac{I_{rms}}{2}$$



^a 适用于电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期的情况。

^b 适用于电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期的情况。

a) 半波整流



^a 适用于电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期的情况。

^b 适用于电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期的情况。

b) 全波整流

图 10 交流整流电流的波形

b) 电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期时：

$$I_{ev} = \frac{I_{pp}}{\sqrt{2}} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$$

因此,对于半波整流, I_{ev} 与整流电流的方均根值 I_{rms} 的关系为:

$$I_{ev} = \sqrt{2} I_{rms}$$

对于全波整流:

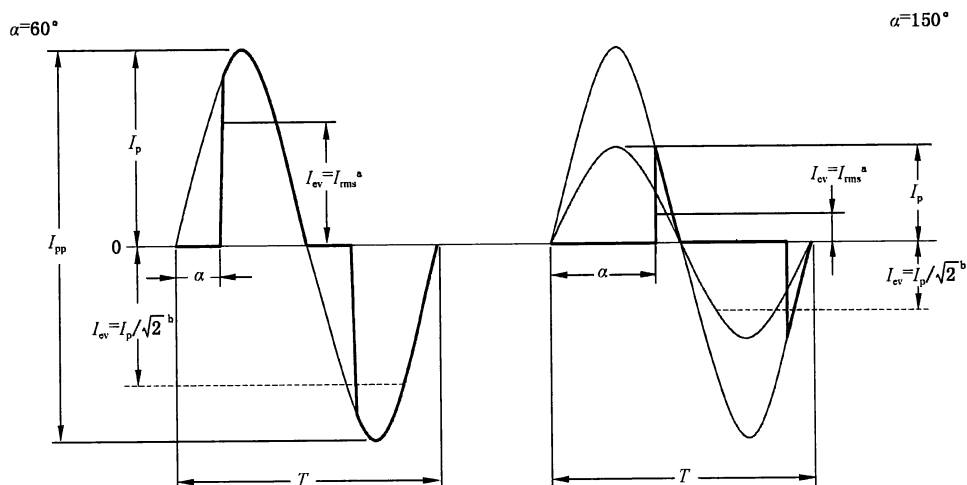
$$I_{ev} = I_{rms}$$

在摆脱和心室纤维性颤动两种情况中,通过人体的电流将流过四肢和躯干几秒钟。例如,电话线路中有规律的铃声信号在该信号中断(铃声之间的暂停)前能持续大约 2 s 的时间。如果一个人接触了因铃声信号脉冲而带电的部分时,该信号引起的电流可能会流过人体几秒钟。在本例中,当信号持续存在时人可能无法摆脱。如果这种情况发生,此信号应该被限制到无法产生心室纤维性颤动的程度。以上分析都是基于如下假定:当铃声信号中断时,人能够放开导电部分从而脱离带电回路。

6 具有相位控制的交流电流的效应

6.1 波形、频率和电流阈值

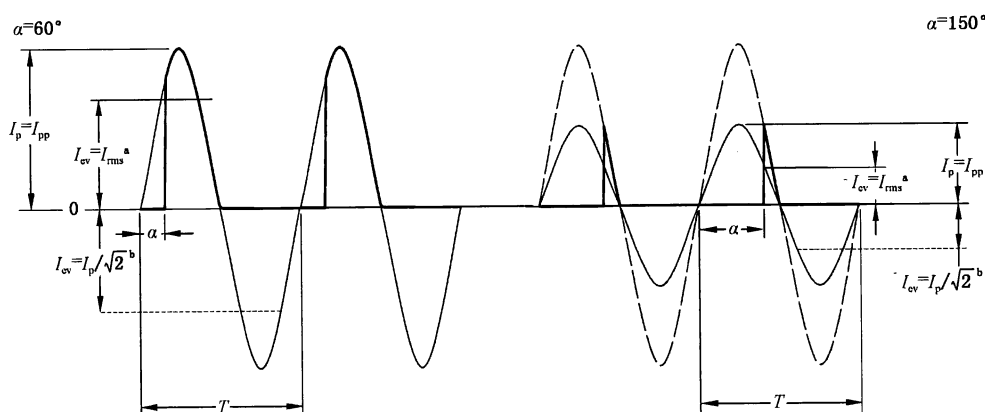
图 11 表示对称和不对称控制的波形:



^a 适用于电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期的情况。

^b 适用于电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期的情况。

a) 对称控制



^a 适用于电击持续时间大于 1.5 倍心搏周期的情况(正在研究中)。

^b 适用于电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期的情况。

b) 不对称控制

图 11 具有相位控制的交流电流波形

6.2 惊跳反应阈和摆脱阈

如 5.3.2 和 5.3.3 所述,这些阈值取决于不同的参数。

此类电流在产生感觉或妨碍摆脱方面的效应与具有相同峰值 I_p 的纯交流电流的效应大致相同。相位控制角大于 120° 时,峰值电流随着电流持续时间的减少而增大。

这些效应与电流的峰值有关[13]并且需要将不同频率的电流逐个叠加以评估总效应。通过 GB/T 12113 的测量电路很容易做到这一点。

6.3 心室纤维性颤动阈

对称和不对称波形的阈值各不相同。

6.3.1 对称控制

此类波形电流的心室纤维性颤动危险可看作与具有下列特性的等效交流电流 I_{ev} 的危险大致相同：

- a) 电击持续时间大于约 1.5 倍心搏周期时, I_{ev} 具有与所涉及波形的电流相同的方均根值；
- b) 电击持续时间小于约 0.75 倍心搏周期时, I_{ev} 为与所涉及波形的电流有相同峰值的电流的方均根值；

注：相位控制角大于 120° 时, 心室纤维性颤动阈值预计会提高。

- c) 电击持续时间介于 0.75~1.5 倍心搏周期时, 电流幅值参数由峰值向方均根值变化。

6.3.2 不对称控制

此类波形电流的心室纤维性颤动危险可看作与具有下列特性的等效交流电流 I_{ev} 的危险大致相同：

电击持续时间小于约 0.75 倍心搏周期时, I_{ev} 为与所涉及波形的电流有相同峰值的电流的方均根值。

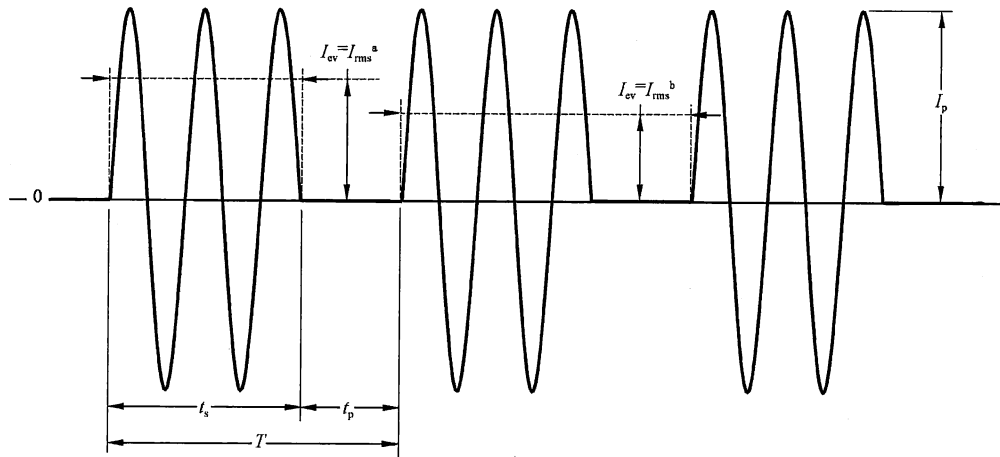
注 1：相位控制角大于 120° 时, 心室纤维性颤动阈值预计会提高。

注 2：由不对称控制产生的电流(见 GB/T 2900.33—2004, 551-16-25)可能同时含有直流分量。

7 具有多周波控制的交流电流的效应

7.1 波形和频率

图 12 表示功率控制度 $p=0.67$ 的波形。



^a 适用于电击持续时间 >1.5 倍心搏周期且 $p \ll 1$ 或电击持续时间 <0.75 倍心搏周期的情况。

^b 适用于电击持续时间 <0.75 倍心搏周期且 $p \approx 1$ 的情况。

$$p = \frac{t_s}{t_s + t_p}$$

式中：

t_s = 导通时间 $t_s + t_p$ = 工作周期

t_p = 不导通时间 p = 功率控制度

$I_{1rms} = \frac{I_p}{\sqrt{2}}$ = 电流导通期间电流的方均根值

注：勿将 I_{1rms} 与工作周期期间的电流的方均根值 ($I_{2rms} = I_{1rms}\sqrt{p}$) 相混淆。

图 12 具有多周波控制的交流电流的波形

7.2 惊跳反应阈和摆脱阈

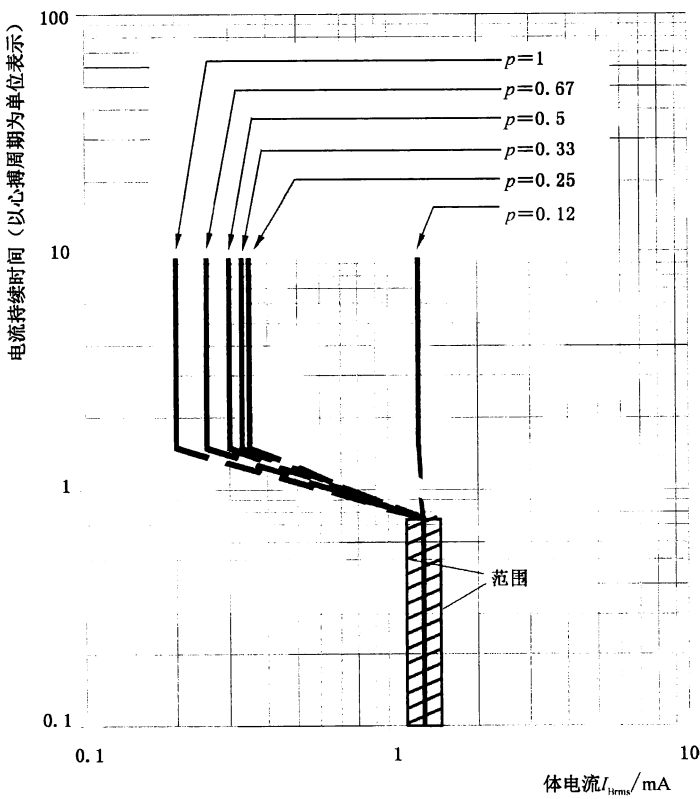
如 5.3.2,5.3.3 和 6.2 所述,这些阈值取决于不同的参数。
这些效应与电流的峰值有关[13],并且需要将不同频率的电流逐个叠加以评估其总效应。

7.3 心室纤维性颤动阈

7.3.1 概述

具有多周波控制的交流电流的危险程度是等于还是小于具有同样电击持续时间和电流量的交流电的危险程度,依电击持续时间和功率控制制度而定。

图 13 表示了对猪进行实验得出的各种功率控制制度时心室纤维性颤动阈的变化(见参考文献[7])。



注：体电流 I_{Brms} 为电流导通期间电流的方均根值 I_{1rms} 。

图 13 各种功率控制制度的多周波控制交流电流的心室纤维性颤动阈(平均值)
(用幼猪进行实验得到的结果)

7.3.2 电击持续时间大于 1.5 倍的心搏周期

电击持续时间大于约 1.5 倍的心搏周期时,该阈值取决于功率控制制度 p 。在 p 接近 1 时,它与相同持续时间的正弦交流电流的方均根值相同。在 p 接近 0.1 时,电流导通期间的电流的方均根值 I_{1rms} 与持续时间小于 0.75 倍心搏周期的交流电流的阈值相同。

注： p 为中间各值时,心室纤维性颤动阈从 GB/T 13870.1—2008 图 20 所示低水平段向电击持续时间小于 0.1 s 时所示的高水平段上升。

7.3.3 电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期

电击持续时间小于 0.75 倍心搏周期时,在电流导通期间的电流的方均根值 I_{rms} 与相同持续时间的正弦交流电流的方均根值相同。

8 混合频率下等效电流阈值的估算

8.1 感知阈及摆脱阈

这些效应与电流的峰值有关[13]并且需要将不同频率的电流逐个叠加以评估其总效应。

8.2 心室纤维性颤动阈

有着多种频率的电流引起的心室纤维性颤动危险可粗略地用具有下列特征的纯交流电流引起的危险作等效评估:

- 其频率为基波频率;
- 其电流幅值 I_{ev} 等于受相应频率系数(见图 3)影响的所有电流分量的方均根。

$$I_{\text{ev}} = \sqrt{\sum_{i=1}^n \left(\frac{I_i}{F_i} \right)^2}$$

用此方法叠加电流得出的结果仅推测出复合波形的方均根值与峰值的幅值关系。而生理效应还取决于不同频率的电流分量之间的相角关系,这种关系是需要了解的,但在本章的估算中并未考虑。

9 重复脉冲电流对心室纤维性颤动阈的影响

9.1 脉冲间隔为 1 s 及以上的多重脉冲的心室纤维性颤动阈

当电流大小和持续时间位于 GB/T 13870.1—2008 图 20 及图 22 中所示的 c1 曲线以下,单个不重复脉冲电流通过心脏形成通路时,不太可能发生心室纤维性颤动。图 20 适用于单个不重复的 15 Hz~100 Hz 的交流脉冲,而图 22 适用于单个不重复的不含交流分量的直流脉冲。

脉冲之间的时间间隔等于或大于一个正常心搏周期时,对心脏不会产生累积效应,因此可以作为单个不重复的脉冲电流分别处理。当连续脉冲中脉冲之间的相互间隔至少为 1 s 时,可分别将每个脉冲电流的大小及持续时间与 c1 曲线相比较,以确定心室纤维性颤动的危险性。人类的一般心率是每分钟 70 次,因此人类的心搏周期稍低于 1 s。

9.2 脉冲间隔为 1 s 以下的多重脉冲的心室纤维性颤动阈

9.2.1 概述

通过心脏的脉冲电流的时间间隔低于正常心搏周期(两个相邻脉冲的间隔时间低于约 1s)时,其累积效应可能引起心脏功能紊乱。尽管连续脉冲中的每个脉冲电流都明显低于单个脉冲电流单独作用时的心室纤维性颤动阈值,但重复脉冲的累积效应还是可能导致心室纤维性颤动。

连续脉冲中的首个脉冲电流可用 GB/T 13870.1—2008 的图 20 或图 22 来评估。用于第二个脉冲电流的心室纤维性颤动阈值会降低至首个脉冲电流阈值的 65% 左右。这一递减的过程会一直持续下去,直至几个脉冲后,其阈值达到一个最小值。该值可能仅为首个脉冲电流阈值的 10% 或更低[14], [18], [19], [20]。

表 1 给出了可能出现的最不利情况下连续脉冲的心室纤维性颤动阈的估算值。这种情况下脉冲电流之间的时间间隔不足以使前一个脉冲电流的效应完全衰减,每个脉冲电流在强度及持续时间上都能

刺激心脏组织,并假设心室纤维性颤动阈值在每次脉冲电流通过后降低 35%。

表 1 连续脉冲中每个脉冲的心室纤维性颤动阈值的估算示例

首个脉冲电流位于 GB/T 13870.1 图 20 或图 22 的 AC-3 或 DC-3 区域内,且脉冲间隔时间小于 1 s 的连续脉冲	连续脉冲中每个脉冲的心室纤维性颤动阈值/%
第一个脉冲电流	100
第二个脉冲电流	65
第三个脉冲电流	42
第四个脉冲电流	27
第五个脉冲电流	18
第六个脉冲电流	12
第七个及随后的脉冲电流	10 或更低

9.2.2 例 1

考虑某个由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(见图 14),流过左手和双脚之间的人体躯干,每个脉冲峰值大小为 100 mA,持续时间为 0.01 s。假设脉冲之间的时间间隔为 0.5 s。本例将确定当脉冲电流向上(脚处于正极性)通过人体时,是否有发生心室纤维性颤动的危险。

由 GB/T 13870.1—2008 的图 22 可知,每个 0.01 s、100 mA 的脉冲单独作用时不会产生有害的生理效应(DC-2 区)。如果间隔 0.5 s 的四个脉冲都产生最大的累积效应以降低心室纤维性颤动阈值,第四个电流脉冲的阈值可能会低至 500 mA 的 27%,即 135 mA。由此可见,即使间隔时间仅为 0.5 s,该脉冲序列中的脉冲也不大可能产生使人陷入危险境地的扰动。此例中心室纤维性颤动的危险是比较小的。

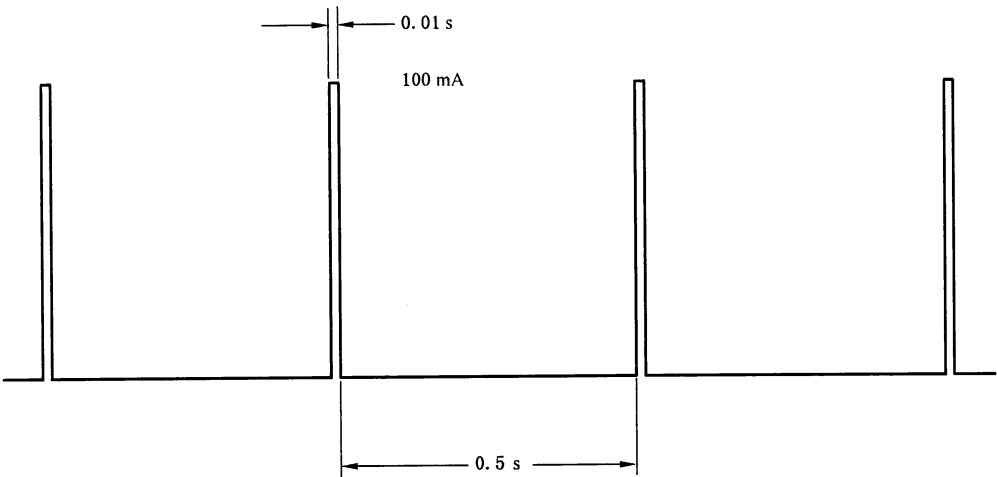


图 14 由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(100 mA 0.01 s/0.5 s)

现考虑另一由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(见图 15),以相同的方向(脚处于正极性)从左手到双脚流过人体躯干。

每个脉冲具有相同的 100 mA 的峰值,但每个脉冲的作用时间增加至 1 s。脉冲的间隔时间仍为 0.5 s。这种情况下存在心室纤维性颤动的危险吗?

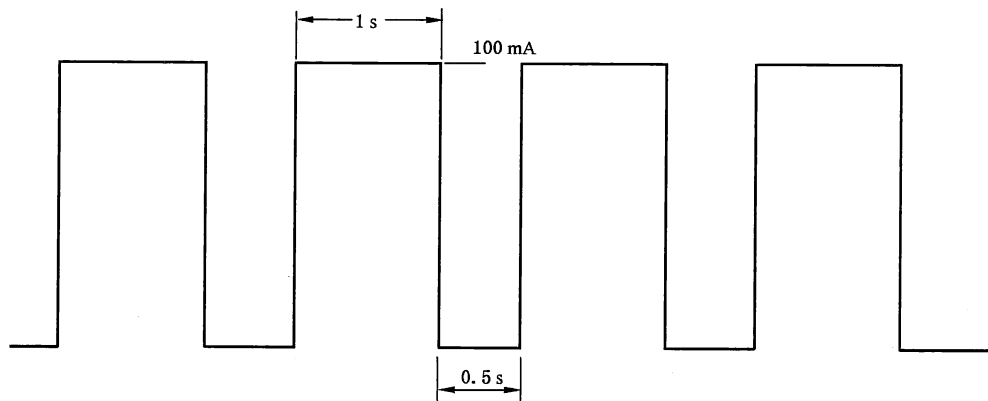


图 15 由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(100 mA 1 s/0.5 s)

由 GB/T 13870.1—2008 的图 22 可知,该序列中的每个脉冲单独作用都能够对心脏搏动的形成和传导引起可逆的扰动(DC-3 区)。在这些扰动衰减前,心室纤维性颤动阈值降到一个更低的水平,使得心室纤维性颤动更容易发生。持续 1 s 的单个不重复脉冲的心室纤维性颤动阈值(c1 曲线)可能会低至约 150 mA。如果第一个脉冲引起的扰动使心室纤维性颤动阈值降低 35%,那么第二个脉冲的心室纤维性颤动阈值为 150 mA 的 65%,即 98 mA。第三个脉冲的心室纤维性颤动阈值为 98 mA 的 65%,即 63 mA,第四个脉冲的心室纤维性颤动阈值则低至 41 mA。由此可见,第一个脉冲不可能引发心室纤维性颤动,但是第二、第三及第四个脉冲引发心室纤维性颤动的可能性将逐渐增大。这是由于脉冲序列中前面的脉冲所产生的扰动在两个脉冲间没有足够的时间衰减,从而产生了累积效应。

最后,考虑另一由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲以相同的方向(脚处于正极性)从左手到双脚流过人体躯干。每个脉冲具有相同的 100 mA 的峰值和 1 s 的持续时间,但每个脉冲之间的间隔为 1 s 而不是 0.5 s(见图 16)。通过如下分析将确定是否有发生心室纤维性颤动的危险。

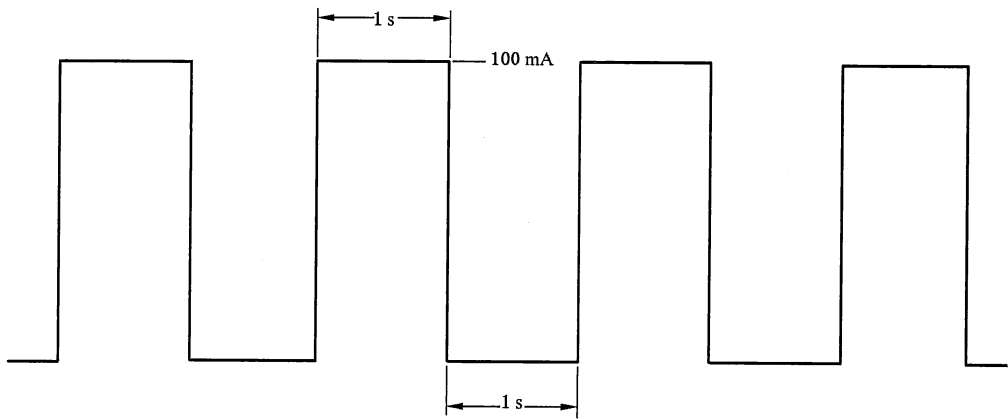


图 16 由四个单向矩形脉冲组成的连续脉冲(100 mA 1 s/1 s)

由 GB/T 13870.1—2008 的图 22 可知,每个脉冲单独作用时都能够引起心脏的可逆扰动(DC-3 区),但脉冲之间长达 1 s 的时间间隔使得其扰动在该序列中下一个脉冲开始前已衰减殆尽。因此,只存在极少的累积效应甚至没有,此脉冲序列引起心室纤维性颤动的危险很低。

9.2.3 例 2

对于占空比是 50% 的断续直流电流,其引起心室纤维性颤动的可能性可用与该脉冲序列中单个脉冲作用时间相同的另一单个不重复矩形脉冲来估算。

由 GB/T 13870.1—2008 的图 20 可知,以方均根值为 200 mA 或峰值为 283 mA 的连续正弦交流电流为例,其引起心室纤维性颤动的可能性有着明确的界定。根据 Kouwenhoven 的观测[18],在相同的 60 Hz 这一基波频率下,当产生相同可能的心室纤维性颤动时,正弦交流与断续直流的幅值比为 1.7/1。这一比值是将交流与断续直流直接作用于狗的心脏时所测得的(峰值 1.06 mA /峰值 0.62 mA =1.7)。与正弦交流相比,断续直流会在更低值时产生心室纤维性颤动。

由 GB/T 13870.1—2008 的图 20 可知,单个不重复的单向矩形脉冲,其持续时间为 60 Hz 重复脉冲周期的一半 $[(1/60)/2=8.3\text{ ms}]$ 时,该脉冲引起心室纤维性颤动的可能性比连续正弦交流电流高出约 10 倍。

因此,一个持续时间为 8.3 ms 的单个脉冲与占空比为 50% 的 60 Hz 的脉冲序列(具有相同矩形波形和相同的持续时间)引起心室纤维性颤动可能性的比率约为 $1/(2\ 830\text{ mA}/166\text{ mA})=1/17$ 。发生心室纤维性颤动可能性的这一显著差别是由作用在心脏上的许多快速连续脉冲的累积效应引起的。

10 电流通过浸入水中人体的效应

10.1 概述

本章论述了当人体浸入不同电阻率的水中时,电流通过人体的效应。本章给出了 50 Hz/60 Hz 正弦电流和直流的效应,其他频率的电流所引起的效应可通过 GB/T 13870 的其他部分所给出的资料估算得出。

注 1: 除特别注明者外,电压和电流均为正弦量,以方均根值(r.m.s.)表示。

注 2: 本标准中,用名词“水”来表示纯水或是纯水与盐类及其他杂质混合后的水溶液。

10.2 水溶液和人体的电阻率

纯水本身是非导电体,但当有盐类等杂质加入时,水溶液的电阻率会大幅降低。表 2 给出了典型水溶液的电阻率值,人体可能部分或全部浸入这些水溶液中。

表 2 典型水溶液的电阻率[21]

水溶液	电阻率/ $(\Omega \cdot \text{cm})$
雨水	254~420 000
“标准”硬水	1 780
自来水(美国)	1 290~1 600
洗衣水(加了清洁剂的自来水)	520
游泳池水	300
与血液浓度相同的盐溶液	60
海水(大西洋,纽约附近)	22
注: 表中给出的电阻率是在室温下该水溶液的近似值,随着温度的变化,该值会有所不同。	

当人体浸入到导电的水中,电流在水中的通路受到人体相对于水的电阻率的影响,而人体各部分的电阻率是不同的。如果水的电阻率低于人体电阻率(例如海水),大部分电流会在人体周围通过而不是穿过人体。但当水的电阻率高于人体电阻率时(例如淡水湖泊),大部分电流会沿着电阻最小的路径集

中通过人体。人体的出现使得水中电场和电流的分布发生了扭曲。当人体电阻率与水的电阻率接近时,电流分布的扭曲程度最小。但是,由于人体各部分的电阻率并不相同,人体的出现总会在一定程度上使得电场和电流通路的分布发生变化。

电场强度(V/cm)等于电阻率($\Omega \cdot \text{cm}$)与电流密度(A/cm^2)的乘积。因此,对于有着相同电场穿过的并联路径,其电阻率较低者将按比例具有较高的电流密度。

表 3 给出了在正常体温下人体不同部分的电阻率近似值[22],[23]。这些数据可用于低频交流和直流电流。

表 3 典型人体组织的电阻率

人体组织	电阻率/($\Omega \cdot \text{cm}$)
血液	62.9*
脑脊髓液	64.6
臂(体节)	160
骨骼肌	240
颈(体节)	280
手(体节)	280
胸(体节)	375~455
躯干(体节)	415
脑	588
头(体节)	840
心肌	925~1 150
骨	16 000
* 该数据是在没有血细胞的血浆样本中得到的。当样本中血细胞的数量增加时,电阻率会增加至将近 300 $\Omega \cdot \text{cm}$ 。	
注:人体各部分的组成不同,因此其电阻率也不相同。表中给出的数据,尤其是体节部分,建议作为平均值使用。	

10.3 通过浸入水中人体的传导电流

为水溶液提供电流的电源其输出阻抗大小不定,取决于电源的自身特性和设计方案。如果电源的输出阻抗与水溶液和人体的阻抗相比而言较小,则该电源可以看做为一个恒压源。在这种情况下,通过人体和水溶液的电流大小取决于水中各个并联路径上的阻抗值,而不受电源输出阻抗的影响和限制。通过人体的电流与并联于人体的其他电流回路的关系不显著。由于电源的输出阻抗值较小,每个并联回路通过的电流原则上只与本回路的阻抗值有关。

如果电源的输出阻抗与水溶液和人体的阻抗相比而言较大,则该电源可以看做为一个恒流源。在这种情况下,通过水和人体的总电流值由电源电压和电源输出阻抗的比值决定。电源的外部阻抗值与电源内阻抗相比而言较小,对电流值的影响也较小。水中的电流在人体及其周围的路径间分配。大部分电流在阻抗最小的通路上流过。极端情况下,如果水是理想导体,浸入水中的人体内将不会有电流通过,因为所有的电流都会从导电性极佳的水中通过。另一种极端情况下,如果水的电阻率很高,那么几乎所有的电流都会集中在人体内通过。

表 4 定性地说明了不同的水溶液电阻率(相对于浸入水中人体的电阻率)和电源阻抗特性(相对于水溶液和浸入水中人体的阻抗)条件下通过人体的电流状况。

表 4 不同的水溶液电阻率和电源阻抗特性条件下通过人体的电流状况

	高电阻率水溶液	低电阻率水溶液
恒压源 (相对于浸入水中的人体和水的 并联阻抗而言,电源的阻抗较低)	通过人体的电流取决于电源电压和 人体以及与人串联、处于人体和电 极之间的水溶液的阻抗值。与人 串联的水溶液的电阻率越高,通过人 体的电流越小	通过人体的电流取决于电源电压与 人体以及和人串联、处于人体和电 极之间的水的阻抗值。与人串联 的水溶液的电阻率越低,通过人体的 电流越大
恒流源 (相对于浸入水中的人体和水的 并联阻抗而言,电源的阻抗较高)	总电流取决于电源电压和电源阻抗 的比值。通过人体的电流取决于浸 入水中人体的阻抗和与其并联的水 溶液阻抗的相对值。水的电阻率越 高,通过人体的电流越大	总电流取决于电源电压和电源阻抗 的比值。通过人体的电流取决于浸 入水中的人体和与其并联的回路 的相对阻抗值。水的电阻率越低,通 过人体的电流越小

10.4 电流通过浸入水中人体的生理效应

当人体完全浸入水中,电流通过时不大可能发生感知和惊跳的反应。由于整个身体浸入水中并传导电流,尽管在体内聚集并流过某些组织(肌肉、血液、神经等)的电流会很大,但通过皮肤的电流密度通常情况下会比较低。正是由于通过皮肤的电流密度较低,能够造成伤害的电流可能流过浸入水中人体的内部而并不引起电击的感觉。

对于浸入水中的人体,通过人体的电流所产生的包括肌肉痉挛在内的生理效应尤其危险,因为它会影响人的游泳能力,或者会使人不能将头部伸出水面以上。人体正常的肌肉控制能力受到妨碍会导致溺死。

当足够大的电流通过人体心脏区域时会发生心室纤维性颤动。在水中人体相对于电场的方位不一定是固定的,而且还可能不断地改变。因此,在分析此问题时必须假定电流能够以使得流过心脏的电流密度最大的方式进入和流出人体,并且能在最不利的方向上流过。例如,当人体与水中电极处于某种位置关系时,电流可能直接流进胸部然后从左臂流出。

当一个人浸入与大地绝缘的水体之中,由于电源的作用其相对于大地的电位会升高,但是由于水中的电位处处相同(水中不存在电场),不会有电流通过人体。但当此人伸出水体之外并接触到与大地相连的导体时,电流会从水中通过较大面积的湿润皮肤进入人体,从接触或握紧接地导体的肢体流出。人在此时有可能无法摆脱该接地的导体,如果流过躯干的电流足够大,有可能影响到呼吸或引起心室纤维性颤动。

当人体浸入水中时电灼伤不大可能发生,因为水对皮肤有冷却作用。

如果人体完全浸入水中,流过头部的电流可能产生一些其他的生理效应[24]。较小的电流会在皮肤上产生刺痛或叮咬的感觉。较大的电流可能刺激面部的肌肉。更大的电流会刺激视觉神经而使人产生光幻视。光幻视是由外部刺激(不包括光)引起的视觉图像,此处的外部刺激指的是电流(施加于闭合眼睛上的机械压力也可能产生光幻视)。尽管光幻视本身无害,但它会让没有思想准备的人产生恐惧,也可能引起一些失常的反应,甚至是惊慌失措,这些都会导致其他的危险包括溺死。电流引起的直接效应在电流停止后一般可立刻消失,但较大的电流可能在面部表层引起持续的疼痛。这种疼痛会在持续几分钟至几小时后才消失。人的平衡功能可能受到这些电流的影响,该效应同样可逆但有可能会持续几天的时间。

10.5 电流阈值

浸入水中的人体其生理效应的电流阈值并非固定不变的。很多因素能够不断的改变人体阻抗值,

并且当人体相对于水中电极发生位置移动时电流流通的路径和每条路径上的电流幅值都会发生变化。当人体浸入到较低电阻率的水中时,在实践中用了下面的数据作为保守的电流限值。测定这些数据的试验是在电阻率为 $22 \Omega \cdot \text{cm}$ 的水中进行的,该水溶液代表了海水,是通过向自来水中添加 NaCl 配置而成的[25]。

一般情况下,如果有超过 5 mA 的 50 Hz/60 Hz 的电流通过浸入水中的人体,会引起肌肉痉挛从而影响人的游泳能力和呼吸能力,甚至引起心室纤维性颤动。当人体浸入水中时,电流能够不通过肢体而从水中直接进入胸部。另外,保留下来的肌肉控制能力对免于溺死是很重要的。5 mA 的电流限值与 GB/T 13870.1—2008 图 20 中的曲线 b 没有关联。浸入水中的情况与通常的电击过程是不一样的,应有不同的考虑。

为测定较高输出阻抗的电源在水中产生的电流值,常用一 50Ω 的电阻来模拟人体阻抗。但这个电阻值可能过大,难以合适地模拟人体的阻抗。当电源输出阻抗相对较低时这一问题变得尤为突出。此时,人体模型的阻抗值会对电流值产生比较大的影响,应该采用更准确的模型来模拟人体阻抗。

当 5 mA 的电流通过胸部区域直接进入孩子的躯体时,50 Hz/60 Hz 电流的密度可能达到 $30 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ [26]。

10.6 本质安全电压值

在有人体浸入水中情况发生的场合,例如游泳池和温泉池,所用电气设备的产品标准通常会限制电流值而不是限制电压值。如果需要规定一个本质安全的电压值,那么该值将会非常低,可能只有几伏,因为浸入水中的人体电流通路的阻抗值非常低。

11 短时单向单脉冲电流的效应

11.1 概述

在装有电子元件的电器发生绝缘故障的情况下或当触及这类设备的带电部分时,矩形和正弦脉冲或电容器放电产生的短时单向单脉冲电流可能是一种危险源。因此,确定这类电流的危险界限至关重要。

当电击持续时间为 10 ms 时,本章所述效应相当于 GB/T 13870.1—2008 所给出的效应,因此 GB/T 13870.1—2008 和 GB/T 13870.2 包括了电击持续时间由 0.1 ms~10 s 的整个范围内几乎所有具有技术意义的电流波形。本章的内容以科学研究得出的如下推论为依据,即对于持续时间不大于 10 ms 的电击而言,各种形式的单向脉冲电流引发心室纤维性颤动的主要因素是 It 或 I^2t 值[8]。

11.2 短时单向脉冲电流的效应

11.2.1 波形

图 17 表示矩形、正弦脉冲和电容器放电的电流波形。下列各电流量值应加以区别:

I_{DC} ——矩形脉冲电流的量值;

I_{ACrms} ——正弦脉冲电流的方均根值;

$I_{\text{AC(p)}}$ ——正弦脉冲电流的峰值;

I_{Crms} ——持续时间为 $3T$ 的电容器放电电流的方均根值;

$I_{\text{C(p)}}$ ——电容器放电的峰值。

注: 设 U_c 为电容器开始通过人体放电时的电压, R_i 为初始人体电阻, 则 $I_{\text{C(p)}}$ 由下式确定:

$$I_{\text{C(p)}} = \frac{U_c}{R_i}$$

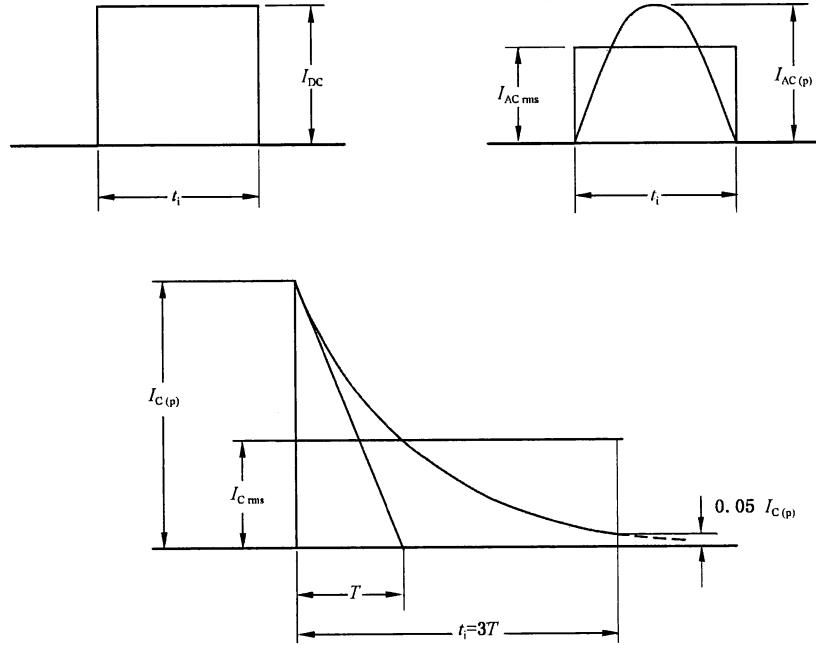


图 17 矩形脉冲、正弦脉冲和电容器放电的电流波形

11.2.2 比致颤能量 F_e 的确定

本章论及的不同波形脉冲的比致颤能量 F_e 由下式确定：

a) 对于矩形脉冲

$$F_e = I_{DC}^2 t_i$$

b) 对于正弦脉冲

$$F_e = \frac{I_{AC(p)}^2}{2} t_i = I_{AC(rms)}^2 t_i$$

c) 对于时间常数为 T 的电容器放电

$$F_e = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2} = I_{C(rms)}^2 t_i$$

图 18 对具有相同比致颤能量 F_e 和相同电击持续时间 t_i 的矩形脉冲、正弦脉冲以及时间常数为 T 的电容器放电的电流量值进行比较。在这种情况下,有下列关系式:

$$I_{DC} = \frac{I_{AC(p)}}{\sqrt{2}} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$$

注: 关系式 $I_{DC} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$ 的推导如下:

$$F_e = I_{C(p)}^2 \int_0^\infty e^{-\frac{2t}{T}} dt = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2}$$

$$I_{C(rms)}^2 3T = I_{DC}^2 3T = I_{C(p)}^2 \frac{T}{2}$$

$$I_{C(rms)} = I_{DC} = I_{C(p)} \frac{1}{\sqrt{6}}$$

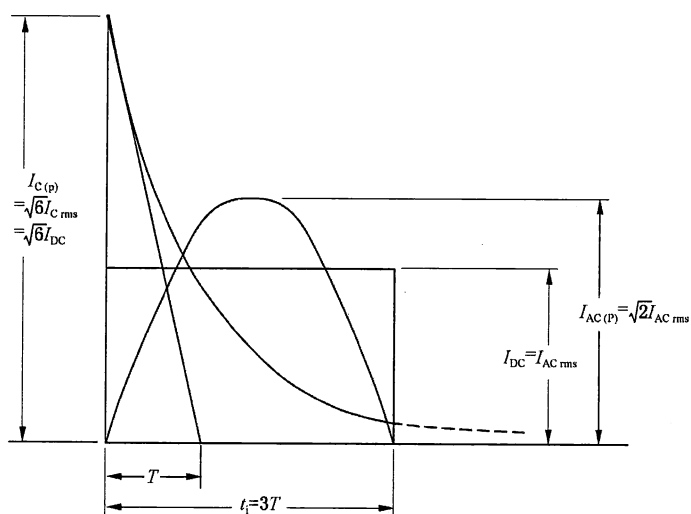
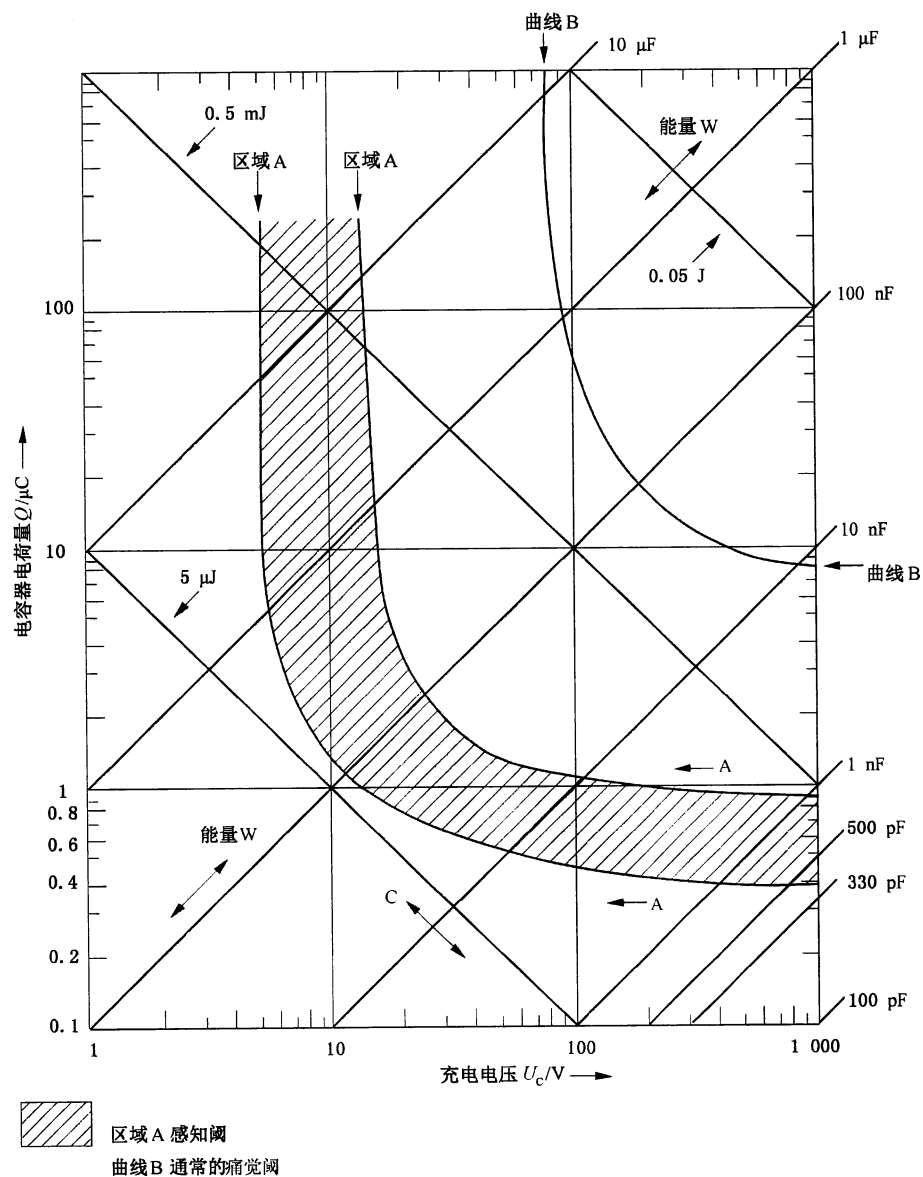


图 18 具有相同比致颤能量和相同电击持续时间的矩形脉冲、正弦脉冲和电容器放电的电流波形

11.3 电容器放电的感知阈和痛觉阈

这些阈值取决于电极的形状、脉冲的电荷量及其电流峰值。图 19 表示人用干燥的手握住大电极时,随电容器电荷量和充电电压而变的感知阈和痛觉阈。

电流通路通过手脚和大接触面积时,以比能量表示的痛觉阈约为 $50 \times 10^{-6} \text{ A}^2 \cdot \text{s} \sim 100 \times 10^{-6} \text{ A}^2 \cdot \text{s}$ 。



注：图中对角轴线所示为电容量(C)和能量(W)的刻度。从充电电压坐标与电容量坐标的交点，可在相应轴线上读出脉冲的电荷量和能量。

图 19 电容器放电的感知阈和痛觉阈(双手干燥,大接触面积)

11.4 心室纤维性颤动阈

11.4.1 概述

心室纤维性颤动阈取决于脉冲电流的波形、持续时间和量值,脉冲开始时的心脏时相,电流在人体内的通路和个人的生理特点。

动物实验表明：

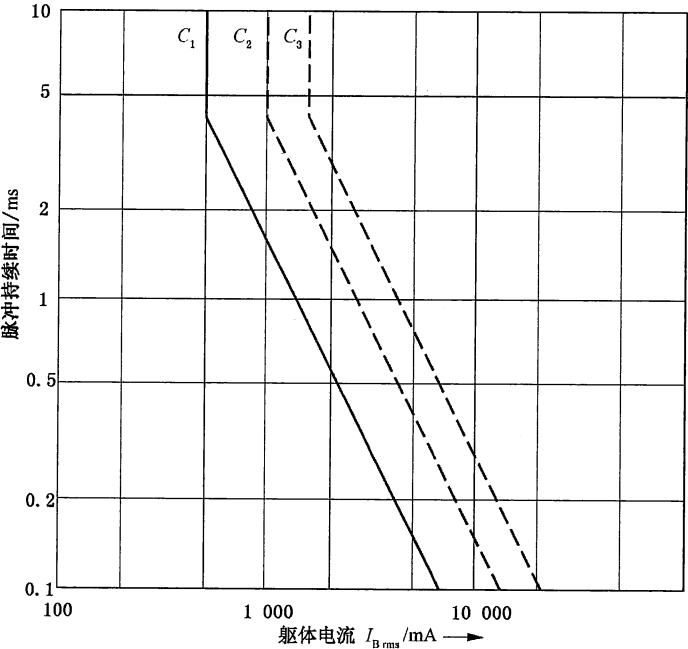
——就短时和较低能量的脉冲而言,一般只有当脉冲落在心搏周期的脆弱期时才会引起心室纤维性颤动。

注：当高能量脉冲发生在心搏周期的脆弱期之外,在脉冲过后几分钟心室纤维性颤动仍有可能发生。

——就电击持续时间小于 10 ms 的单脉冲而言,心室纤维性颤动的引发取决于致颤电荷量 F_q 或

比致颤能量 F_e 。

各心室纤维性颤动阈如图 20 所示。就 50% 概率的心室纤维性颤动而言, F_q 约为 $0.005 \text{ A} \cdot \text{s}$, 而 F_e 则从脉冲持续时间 $t_i=4 \text{ ms}$ 时的约 $0.01 \text{ A}^2 \cdot \text{s}$ 上升到 $t_i=1 \text{ ms}$ 时的 $0.02 \text{ A}^2 \cdot \text{s}$ 。



图中曲线给出电流通路为左手到双脚的心室纤维性颤动风险的概率。其他电流通路的概率见 GB/T 13870.1 中 5.9。

- C_1 以下: 无心室纤维性颤动;
- C_1 以上到 C_2 : 心室纤维性颤动危险小(概率达 5%);
- C_2 以上到 C_3 : 心室纤维性颤动危险中等(概率达 50%);
- C_3 以上: 心室纤维性颤动危险大(概率大于 50%)。

图 20 脉冲电流的心室纤维性颤动阈

11.4.2 举例

为了说明本章所述的各关系式的实际应用, 这里举出两个例子。第 1 个例子是时间常数 $T=1 \text{ ms}$ 和电击持续时间 $t_i=3T=3 \text{ ms}$ 的电容器放电, 它属于本章的范围。第 2 个例子是时间常数 $T=10 \text{ ms}$, 即 $t_i=30 \text{ ms}$, 心室纤维性颤动的限值是 GB/T 13870.1—2008 图 20 所给出的限值。

示例 1:

电容器对人体放电的效应:

电容器的电容量 $C=1 \mu\text{F}$, 充电电压 10 V , 100 V , $1\,000 \text{ V}$ 和 $10\,000 \text{ V}$ 。

电流通路: 手到脚, 人体初始电阻假定为 $R_i=1\,000 \Omega$

注: R_i 取 $1\,000 \Omega$ 是为本例而任意选择的。勿将它与 GB/T 13870.1—2008 第 4 章中 5 百分位的 R_i 值相混淆。

时间常数 $T=1 \text{ ms}$, 即电击持续时间 $t_i=3T=3 \text{ ms}$

比致颤能量 $F_e = I_{c,rms}^2 t_i \approx \frac{W_c}{R_i}$

电击的效应为:

充电电压 U_c/V	10	100	1 000	10 000
放电电流峰值 $I_{C(p)}/A$	0.01	0.1	1	10
放电电流方均根值/A $I_{Crms} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$	0.004 1	0.041	0.41	41
致颤电荷量 $F_q/(A \cdot s)$	0.01×10^{-3}	0.1×10^{-3}	10^{-3}	10×10^{-3}
放电能量 $W_c/(W \cdot s)$	0.05×10^{-3}	5×10^{-3}	0.5	50
比致颤能量 F_e 。 ($R_i = 1\,000\ \Omega$)($A^2 \cdot s$)	0.05×10^{-6}	5×10^{-6}	0.5×10^{-3}	50×10^{-3}
生理效应	轻微	不适	致痛	多半会发生心室纤维性颤动

示例 2:

电容器对人体放电的效应:

电容器的电容量 $C = 20\ \mu F$, 充电电压 10 V, 100 V, 1 000 V 和 10 000 V。

电流通路: 手到人体躯干, 人体初始电阻假定为 $R_i = 500\ \Omega$

注: R_i 取 $500\ \Omega$ 是为本例而任意选择的。勿将它与 GB/T 13870.1—2008 第 4 章中 5 百分位的 R_i 值相混淆。

时间常数 $T = 10\ ms$, 即电击持续时间 $t_i = 3T = 30\ ms$

注: 由于电击持续时间 t_i 大于 $10\ ms$, 心室纤维性颤动阈宜取自 GB/T 13870.1—2008 图 20。

$$\text{比致颤能量 } F_e = I_{Crms}^2 t_i \approx \frac{W_c}{R_i}$$

电击的效应为:

充电电压 U_c/V	10	100	1 000	10 000
放电电流峰值 $I_{C(p)}/A$	0.02	0.2	2	20
放电电流方均根值/A $I_{Crms} = \frac{I_{C(p)}}{\sqrt{6}}$	0.008	0.08	0.8	8
致颤电荷量 $F_q/(A \cdot s)$	0.2×10^{-3}	2×10^{-3}	20×10^{-3}	200×10^{-3}
放电能量 $W_c/(W \cdot s)$	10^{-3}	0.1	10	1 000
比致颤能量 F_e 。 ($R_i = 500\ \Omega$)($A^2 \cdot s$)	—	—	—	—
生理效应	轻微	致痛	危险, 但多半不会发生心室纤维性颤动	危险, 多半会发生心室纤维性颤动

参 考 文 献

- [1] DALZIEL, C.F. and MANSFIELD, T.H. Effect of frequency on perception currents. *Electrical Engineering*, 69:794-800 (Sept. 1950), *AIEE Transactions*, 69: pp. 1162-1168(1950).
- [2] DALZIEL, C.F., ODGEN, E. and ABOTT, C.E. Effect of frequency on let-go currents. *AIEE Transactions (Electrical Engineering)*, 62: pp. 745-750 (Dec.1943).
- [3] GEDDES, L.A., BAKER, L.E., CABLER, P. and BRITTAIN, Response to passage of sinusoidal current through the body. *Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, Vol. 5 (1971), No. 1, pp. 13-18.
- [4] WEIRICH, J., ST. HOHNLOSER and ANTONI; H. Factors determining the susceptibility of the isolated guinea pig heart to ventricular fibrillation induced by sinusoidal alternating current at frequencies from 1 to 1 000 Hz. *Basic Res. Cardiol.* Vol. 78, No. 6(1983), pp. 604-616.
- [5] KNICKERBOCKER, G.G. Fibrillating Parameters of direct and alternating (20 Hz) currents separately and in combination. *Conference Paper IEEE*, No. C 72-247-0(1972).
- [6] JACOBSEN, J., BUNTENKÖTTER, S. und REINHARD, H.J. Experimentelle Untersuchungen an Schweinen zur Frage der Mortalität durch sinusförmige, phasenangeschnittene sowie gleichgerichtete elektrische Ströme. *Biomedizinische Technik*, Vol. 20 (1975), No. 3, p. 99.
- [7] REINHOLD, K. Die Gefährdung durch schwingungspaketartig gesteuerte elektrische Ströme. *Institut zur Erforschung elektrischer Unfälle, Berufsgenossenschaft der Feinmechanik und Elektrotechnik, Köln, Medizinisch-Technischer Bericht* 1976.
- [8] BIEGELMEIER, G., HOMBERGER, E. Über die Wirkungen von unipolaren Impulsströmen auf den menschlichen Körper. *Bull. ASE/UCS* 73 (1982) 18, S. 958-967. The effect of unipolar current pulses on the human body. *Johns Hopkins University, Applied Physics Laboratory, Laurel, Maryland 20707, 1983.* Effets des courants d'impulsions unipolaires sur le corps humain. *Bull. ASE/UCS* Vol. 74 (1983), n° 22, p. 1298.
- [9] STAUSS, O. Die Wirkungen von Kondensatorentladungen auf den menschlichen Körper. *Elektrizitätswirtschaft* (1934), H.23, S. 508.
- [10] KOUWENHOVEN, W.B. Effects of capacitor discharges on the heart. *Amer. Inst. Electr. Eng.*, No. 56-6 (1956).
- [11] PELESKA, B. Cardiac arrhythmias following condenser discharges and dependence upon strength of current and phase of cardiac cycle. *Circulation research*, Vol. XIII, July 1963, p. 21-31.
- [12] PELESKA, B. Cardiac arrhythmias following condenser discharges led through an inductance. *Circulation research*, Vol. XVI, January 1965, p. 11-18.
- [13] DALZIEL, C.F. A study of the hazards of impulse currents. *AIEE-Transactions, Part III, Power Apparatus and Systems*, Vol. 72, 1953, p. 1032-1043.
- [14] GREEN, H.L., ROSS, J. and KURN, P. Danger levels of short electrical shocks from 50 Hz supply. *International conference Divetech. 1981, London.*
- [15] KOUWENHOVEN, W.B., KNICKERBOCKER, G.G., CHESNUT, R.W., MILNOR, W.R. and SASS, D.J. A-C shocks on varying parameters affecting the heart. *Trans. Amer. Inst. Electr. Eng.*, Part I Bd. 78 (1959), S. 163-169.
- [16] BRIDGES, FORD, SHERMAN and VAINBERG, Electric shock safety criteria, p138,

HART, A five part resistor-capacitor network for measurement of voltage and current levels related to electric shock and burns, 1985 Pergamon press Inc, Elmsford, NY, USA

[17] DALZIEL, C.F., Effect of Wave Form on Let-Go Currents, 1943, AIEE Trans. 62: 739-744

[18] KOUWENHOVEN, W.B., HOOKER, D.R. and LOTZ, E.L. Electric Shock Effects of Frequency, AIEE Trans. 55, pp. 384-386, 1936

[19] WEIRICH, J., HAVERKAMPF, K. and ANTONI, H.: Ventricular Fibrillation of the Heart Induced by Electric Current, Revue Generale de l'Electricite, No. 11, 1985

[20] WEIRICH, J. and ANTONI, H. Vulnerability of the Heart to Ventricular Fibrillation: Basic Mechanisms, Regulation of the Heart Function, Heinz Rupp, ed., Thieme, New York, 1986

[21] SMOOT, A. W., STEVENSON, J., BENTEL, C.A., SKUGGEVIG, W. and ROSEN, H.: Development of Test Equipment and Methods for Measuring Potentially Lethal and Otherwise Damaging Current Levels, prepared for the U. S. Consumer Product Safety Commission by Underwriters Laboratories Inc., May 1981 (revised October 1982), Appendix B, pp. B-34-B-38

[22] GEDDES, L. A., Handbook of Electrical Hazards and Accidents, CRC Press, 1995, pp. 165-183

[23] SANCES, Electrical Shock Safety Criteria, Panel Meeting on Body Impedance, Proceedings of the First International Symposium on Electrical Shock Safety Criteria, Eds. J. E. Bridges, G. L. Ford, I. A. Sherman, and M. Vainberg, Pergamon Press, 1985, pp. 228-232

[24] Unpublished work by Underwriters Laboratories Inc., Melville, New York

[25] SMOOT, A.W. and BENTEL, C.A., Underwriters Laboratories Inc., Electric Shock Hazard of Underwater Swimming Pool Lighting Fixtures, IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, Vol. 83, No. 9, pp.945-964, September 1964

[26] SMOOT, A.W. and BENTEL, C.A. Development of a Shock Hazard Test Procedure for Underwater Swimming Pool Lighting Fixtures, Bulletin of Research No. 60, Underwriters Laboratories Inc., November 30, 1971

[27] GB/T 2900.33—2004 电工术语 电力电子技术 (IEC 60050-551:1998, IDT)

[28] GB/T 2900.86—2009 电工术语 声学 and 电声学 (IEC 60050-801:1994, IDT)

中 华 人 民 共 和 国
国 家 标 准

电流对人和家畜的效应

第 2 部分:特殊情况

GB/T 13870.2—2016/IEC/TS 60479-2:2007

*

中国标准出版社出版发行
北京市朝阳区和平里西街甲 2 号(100029)
北京市西城区三里河北街 16 号(100045)

网址 www.spc.net.cn

总编室:(010)68533533 发行中心:(010)51780238

读者服务部:(010)68523946

中国标准出版社秦皇岛印刷厂印刷
各地新华书店经销

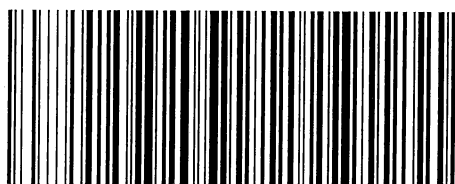
*

开本 880×1230 1/16 印张 2.25 字数 61 千字
2016 年 6 月第一版 2016 年 6 月第一次印刷

*

书号: 155066·1-54074 定价 33.00 元

如有印装差错 由本社发行中心调换
版权专有 侵权必究
举报电话:(010)68510107



GB/T 13870.2-2016