

# 基于生物电阻抗频率散射特性的触电特征识别仿真研究

李浩<sup>1</sup>, 刘继勋<sup>2</sup>, 赵恒<sup>2</sup>, 范康林<sup>3</sup>, 肖先勇<sup>1</sup>

(1. 四川大学电气信息学院, 四川 成都 610065;

2. 国网资阳供电公司, 四川 资阳 413000; 3. 国网自贡供电公司, 四川 自贡 643000)

**摘要:** 识别人体触电特征是电网安全防御、用电安全保护、开发新型漏电保护装置等的重要前提。基于生物电阻抗理论, 研究人体阻抗  $\alpha$  频散特性和人体触电阻抗参数求取方法。利用低压配电网谐波电压, 提出一种考虑人体阻抗及其频率散射特性的人体触电特征识别方法。基于 PSCAD/EMTDC、MATLAB 的仿真实验表明, 该方法简单、可行, 对于解决当前剩余电流保护普遍存在的死区问题和开发基于人体触电特征的新型漏电保护装置有一定参考价值。

**关键词:** 生物电阻抗; 人体触电; 漏电保护; 剩余电流; 特征

**Abstract:** Identification for the characteristics of human body electric shock is an indispensable prerequisite for the security and defense of power grid, the security protection of power utilization, and the development of novel leakage protection devices. Based on the theory of electrical bioimpedance (EBI), the method for the frequency scattering characteristics of human body and the impedance parameters of human body electric shock are studied. Using the harmonic voltage commonly existing in low-voltage distribution network, the identification method for the characteristics of human body electric shock is proposed considering human body impedance and its frequency scattering characteristics. The proposed method is verified to be simple, feasible and fast by the simulation results with PSCAD/EMTDC and MATLAB, which is of reference significance for eliminating the dead-zone of the residual current protective devices and the design of novel leakage protection devices based on the characteristics of human body electric shock.

**Key words:** electrical bioimpedance; human body electric shock; leakage protection; residual current; characteristic

中图分类号: TM866 文献标志码: A 文章编号: 1003-6954(2014)03-0010-04

## 0 引言

农网改造以后, 国网公司所属配电网覆盖区域更广, 尤其在广大农村地区自然和气象环境复杂, 电网装备水平相对较低, 用电安全意识不强, 触/漏电事故发生较城市更为频繁。对中国西部某区县调查, 该地区 2013 年发生人体触电事故 9 起, 给人民生命财产和责任单位造成巨大损失。因此, 研究人体触电特征及其识别方法, 是当前迫切需要解决的重要课题, 具有重要理论价值和重大社会意义。

中国低压电网中为防止人身触电伤亡事故和因漏电事故引起的电气火灾, 广泛使用电流动作型剩余电流保护装置(residual current devices, RCDs), 俗称漏电保护器<sup>[1]</sup>。但现有的漏电保护装置通常

是根据线路总剩余电流的幅值或幅值变化量的大小来判断保护器是否应该动作, 并不区分该电流是由漏电故障还是人体触电所致。由于线路通常存在正常剩余电流, 致使实用中的漏电保护装置大多无法真正辨识触/漏电故障电流信号, 难以准确动作于故障, 均存在一定的保护死区<sup>[2-3]</sup>。

实际中通常通过设置总保护、分支保护和末端保护三级保护, 根据各级的剩余电流或其变化量对触漏电事故进行保护<sup>[1-4]</sup>。保护定值一般设置为: 三相总保护(100~500 mA, 0.2~0.5 s), 单相分支保护(50~100 mA, 0.1~0.2 s), 单相末端保护(15~30 mA, 0 s)。这既考虑了躲过自然漏电流又考虑了尽量提高供电可靠性。在发生一般漏电事故时, 能起到保护作用。为提高保护可靠性, 可适当减小保护定值, 但易造成保护频繁动作, 降低供电可靠性; 因此, 通常采用较大的定值, 保证供电可靠性, 但

资助信息: 国家电网科技项目资助(SGSCZG00YJKJ1313422)

牺牲了保护的有效性。供电可靠性与保护有效性是一对矛盾。

通常要引起漏电火灾,漏电流需达到约 100 mA 以上,要引起电气设备烧毁甚至需要达到数 A 以上<sup>[4]</sup>。因此,漏电故障短时间内使泄漏电流上升到数十 mA 的水平通常危害不大,只须报警提示用户及时检修排除故障即可。而人体敏感的电流值则要小得多,如人体的摆脱阈值通常以 6 mA 为限,致颤阈值通常以 30 mA 为限<sup>[5]</sup>。当触电电流处于两者之间时,可能并不能触发漏电保护动作,但触电人员仍存在较大的安全风险。因此,十分有必要对人体触电加以识别,以区别于一般的漏电故障和线路正常漏电,以期切实保护人身安全和提高供电连续性。

1940 年, Cole K. S. 提出生物组织的阻抗可用复阻抗平面上的一段圆弧来表示,后经 Cole R. H. 进一步发展形成 Cole - Cole 理论,建立了生物组织的 R、C 三元件电路等效模型和 Cole - Cole 阻抗方程<sup>[6,7]</sup>。1957 年, Schwan H. P. 提出了频散理论,指出生物组织电特性随频率在不同频段呈显著变化的规律<sup>[8,9]</sup>。这里在现在学者研究的基础之上,提出了一种利用生物组织固有的频率散射特性进行人体触电识别的方法并进行了仿真研究。

### 1 生物阻抗与频率散射

生物组织由细胞组成,细胞浸浴于细胞外液。细胞外液和细胞内液可视为电解质因而可近似等效为电阻,而细胞膜则可近似等效为电容。因此,当直流或低频电流施加于生物组织时,主要流经细胞外液;随着电流频率的增加,细胞膜容抗减小,更多的电流将穿过细胞膜流经细胞内液<sup>[10]</sup>。对于整个生物组织而言,等效电路为若干电阻、电容组织的串并网络<sup>[11]</sup>。应用最为广泛的是所谓的三元件生物阻抗模型,在触电保护方面常用的有 IEC 人体阻抗模型<sup>[12]</sup>。

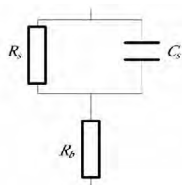


图 1 IEC 人体阻抗模型

根据 Cole - Cole 理论,生物组织的阻抗在复平

面上是第四象限的一段圆心位于实轴以下的圆弧,如图 2( a)。这段圆弧可用 Cole - Cole 阻抗方程来描述。

$$Z(\omega) = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{\alpha}} \quad (1)$$

式(1)由 4 个参数确定:  $R_{\infty}$ 、 $R_0$  分别为高频、低频时的电阻;  $\tau$  是时间常数,  $f_c = 1/2\pi\tau$  为特征频率,对应复阻抗虚部模值最大的频率,即阻抗圆的顶点;  $\alpha = 2\theta/\pi$  是一个无量纲的常数(0 ~ 1),它反映细胞膜电容由于频散而非理想电容的性质,在阻抗圆图上它决定图心的位置:当  $\alpha = 1$  时,阻抗圆弧恰好是一个圆心位于实轴上的半圆(IEC 模型就是  $\alpha = 1$  时的特例),当  $\alpha < 1$  时,阻抗圆弧的圆心则位于实轴以下。对应的 Cole - Cole 模型用一恒相元件 CPE 代替理想电容元件,如图 2( b)。

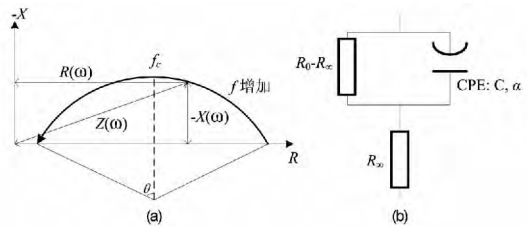


图 2 ( a) 生物组织阻抗圆图和( b) Cole - Cole 阻抗模型

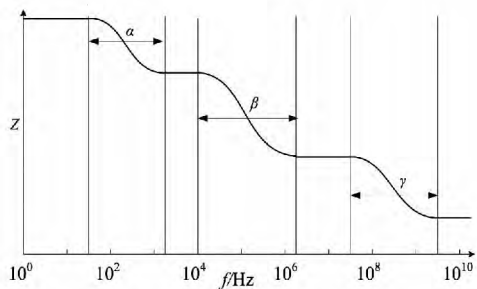


图 3 假想生物组织阻抗 - 频率图

1957 年, Schwan H. P. 提出生物组织在 3 个不同的频率范围内存在着频率散射(Dispersion)现象<sup>[8,9]</sup>,分别定义为  $\alpha$ 、 $\beta$  和  $\gamma$  散射,如图 3。 $\gamma$  散射发生在微波频段(100 MHz 以上),主要是由于小分子的永久性偶极子弛豫,比如生物组织中大量存在的水分子。 $\beta$  频散主要发生在射频频段(数 kHz 到数十 MHz),主要是由于 Maxwell - Wagner 效应所引起。 $\alpha$  频散主要发生在音频频段(数 Hz 到数千 Hz),主要是由于离子流过细胞或大分子表面时形成的非永久性偶极子的弛豫现象,表现为细胞膜电容发生变化。在各频散范围内,生物组织介电常数  $\epsilon$  和电导率  $\sigma$  随频率发生明显变化,使生物组织阻

抗呈现如图 3 所示的随频率变化规律。对于每一频散范围,生物阻抗均可用一个 Cole - Cole 阻抗方程来描述<sup>[13]</sup>。由于电网工频为 50 Hz,电力谐波频率在数 kHz 范围内等,处于  $\alpha$  频散区域,因此,可以认为人体触电具有  $\alpha$  频散特性。

## 2 触电识别

由 Cole - Cole 理论可知,生物组织的阻抗由  $R_0$ 、 $R_\infty$ 、 $\tau$ 、 $\alpha$  4 个参数决定。对于一般的非生物漏电阻抗,通常其  $\alpha$  值为 1 或近似为 1<sup>[7]</sup>。而一般生物阻抗的  $\alpha$ (明显小于 1)和  $f_c$  通常都有其一定的取值范围,如文献[10]和[14]中均测得人体皮肤的  $\alpha$  值约为 0.8,  $f_c$  为数十到数百 Hz。人体总阻抗主要由皮肤阻抗决定,并且由于人体内部阻抗可近似用电阻来代替<sup>[5]</sup>,所以其对人体总阻抗的  $\alpha$  值影响较小。只要能测出 3 个以上不同频率下的复阻抗值,便能估算出阻抗圆的参数,继而估算出 Cole - Cole 公式中的 4 个参数。由于实际低压配电网电压通常含有一定的谐波成分<sup>[15]</sup>,因此,可利用谐波成分进行 4 个参数的估算<sup>[16]</sup>。

对相电压和剩余电流进行 FFT 变换求得各次谐波电压和电流的幅值和相位,对应相除求得各频率下的复阻抗值。假设已测得  $n$  个复阻抗点:  $(R_1, X_1)$ ,  $(R_2, X_2)$ , ...,  $(R_n, X_n)$ , 这些点应满足如图 2 (a) 的阻抗圆。假设该圆圆心为  $(a, b)$ , 半径为  $R$ , 按最小二乘法使

$$F(a, b, R) = \sum_{i=1}^n [(R_i - a)^2 + (X_i - b)^2 - R^2]^2 \quad (2)$$

取最小值进行拟合,计算出  $a$ 、 $b$ 、 $R$ 。再按式(3)~式(6)估算  $R_0$ 、 $R_\infty$ 、 $\tau$ 、 $\alpha$ 。

$$R_\infty = a - \sqrt{R^2 - b^2} \quad (3)$$

$$R_0 = a + \sqrt{R^2 - b^2} \quad (4)$$

$$\alpha = \frac{2}{\pi} \arccos \frac{b}{R} \quad (5)$$

$$\tau = \frac{\left[ \frac{R_0 - R_\infty}{Z(\omega) - R_\infty} - 1 \right]^{\frac{1}{\alpha}}}{j\omega} \quad (6)$$

检测逻辑(单相末端保护):同时对相电压和剩余电流信号进行 FFT 变换,当检测到剩余电流信号变化量幅值大于人体致颤阈值 30 mA 时,发保护器

动作信号;当变化量幅值小于 30 mA 且大于摆脱阈值 6 mA 时,利用电压电流各次谐波分量求得各频率下漏电阻抗值,通过最小二乘拟合法求得漏电阻抗 Cole - Cole 阻抗 4 个参数,若参数满足人体阻抗特征,认为发生了人体触电,发动作信号;否则,不动作。当然,如果电网电压的谐波含量太小,不足以计算多频率下的复阻抗,则保护可退化为一般地按剩余电流基频变化量进行判断,并不失去现有的保护方法。

## 3 仿真与讨论

利用 PSCAD/EMTDC 搭建一个 220 V 低压线路单相人体触电的试验平台。电压源接地阻抗 4  $\Omega$ , 线路正常漏电阻抗  $R_l = 50$  k $\Omega$ ,  $C_l = 0.07$   $\mu$ F。人体阻抗模型选用如图 1 的 IEC 模型<sup>[14]</sup>,但适当改变  $R$ 、 $C$  参数值大小,以验证方法在不同参数情况下的准确性。电压源各次谐波含有量参考某地实测数据<sup>[17]</sup>,如表 1。利用仿真得到触电波形,按第 2 节所述方法进行计算,得相关结果如表 2,其中  $R_t$  为过渡电阻,包括接触电阻、对地电阻、线路电阻等;  $I_s$  为人体触电电流。

表 1 某地谐波实测数据

| 谐波次数 | U/V    | 谐波次数 | U/V  |
|------|--------|------|------|
| DC   | 0.09   | 6    | 0.05 |
| 1    | 236.41 | 7    | 3.25 |
| 2    | 0.02   | 8    | 0.08 |
| 3    | 0.90   | 9    | 0.14 |
| 4    | 0.03   | 10   | 0.03 |
| 5    | 3.80   | 11   | 0.59 |

通过对表 2 的分析可知,所提方法所得  $\alpha$  的相对误差小于 2.5%,  $f_c$  的相对误差小于 5%,说明该方法可较准确地确定 Cole - Cole 阻抗参数,以此为依据识别人体触电特征具有可信性。但目前对于生物阻抗的研究大多集中在  $\beta$  频散范围,因此对于人体阻抗在  $\alpha$  频散范围内(尤其是 0 ~ 1 000 Hz)的参数值还有待进一步实测研究确定。

该方法的另一优点是受过渡电阻  $R_t$  影响很小,见表 3(人体阻抗模型采用的 IEC 模型  $R_s = 1$  500  $\Omega$ ,  $C_s = 0.22$   $\mu$ F,  $R_b = 500$   $\Omega$ ,  $\alpha = 1$ ),只是随着触电电流的减小误差有所增大。 $R_t$  的存在相当于在  $R_b$  上叠加了一个  $R_t$ ,只影响阻抗圆在坐标系中水平方向的位置,不改变阻抗圆形状和大小,故  $\alpha$  不变;  $f_c$

表 2 参数估计结果

| 模式 | $R_b / \Omega$ | $R_s / \Omega$ | $C_s / \mu F$ | 参数理论值          |                     |          |            | 参数估计值          |                     |          |            | 误差            |            |
|----|----------------|----------------|---------------|----------------|---------------------|----------|------------|----------------|---------------------|----------|------------|---------------|------------|
|    |                |                |               | $R_0 / \Omega$ | $R_\infty / \Omega$ | $\alpha$ | $f_c / Hz$ | $R_0 / \Omega$ | $R_\infty / \Omega$ | $\alpha$ | $f_c / Hz$ | $\alpha / \%$ | $f_c / \%$ |
| 1  | 500            | 1 500          | 0.22          | 2 000          | 500                 | 1        | 482.3      | 1 998.6        | 510.8               | 0.998    | 476.22     | 0.2           | 1.26       |
| 2  | 500            | 1 000          | 0.22          | 1 500          | 500                 | 1        | 723.4      | 480.2          | 1 500.0             | 1.005    | 731.8      | 0.5           | 1.16       |
| 3  | 1 000          | 1 000          | 0.33          | 2 000          | 1 000               | 1        | 482.3      | 979.0          | 2 002.6             | 1.015    | 497.9      | 1.5           | 3.23       |
| 4  | 500            | 1 500          | 0.44          | 2 000          | 500                 | 1        | 241.1      | 1 989.8        | 504.6               | 0.995 1  | 251.4      | 0.49          | 4.27       |
| 5  | 1 000          | 1 500          | 0.11          | 2 500          | 1 000               | 1        | 964.6      | 2 500.7        | 805.7               | 1.022 7  | 1 008.2    | 2.27          | 4.52       |

表 3 过渡电阻对参数估计结果的影响

| 模式 | $R_t / \Omega$ | $I_s / mA$ | $R_0 / \Omega$ | $R_\infty / \Omega$ | $\alpha$ | $f_c / Hz$ | $\alpha / \%$ | $f_c / \%$ |
|----|----------------|------------|----------------|---------------------|----------|------------|---------------|------------|
| 6  | 4              | 118.61     | 1 998.6        | 510.8               | 0.998 0  | 476.22     | 0.2           | 1.26       |
| 7  | 1 000          | 79.30      | 2 988.5        | 1 508.5             | 0.995 8  | 462.12     | 0.48          | 4.18       |
| 8  | 2 000          | 59.52      | 3 981.9        | 2 479.7             | 1.003 7  | 501.77     | 0.37          | 4.04       |
| 9  | 5 000          | 34.10      | 6 942.4        | 5 448.4             | 1.003 1  | 493.36     | 0.31          | 2.29       |
| 10 | 10 000         | 20.01      | 11 824.5       | 10 460.7            | 0.966 1  | 434.86     | 3.39          | 9.84       |

只与  $R_s$  和  $C_s$  有关,与  $R_b$  无关,因此理论上也不受  $R_t$  影响。推理可知,即使过渡阻抗中含有一定的电容电抗分量,只要其分量不大,  $\alpha$  值仍会明显小于 1。因为对于 Cole - Cole 阻抗公式而言,其本身就是一个整体等效公式,是对所有细胞等效阻抗的一个综合。同一生物体中,不同组织不同细胞存在差异,其单一细胞或单一组织的 Cole - Cole 参数也是不尽相同的,生物组织整体的 Cole - Cole 参数是对所有细胞、所有组织的一个综合<sup>[11]</sup>。基于上述优点,可使所提方法不受过渡阻抗和触电电流大小的影响,使之在较小电流下仍可有效识别人体触电,增大保护范围。

#### 4 结 论

提出一种基于生物组织固有电阻抗频率散射特性进行触电识别的全新视角,推理并仿真验证了可行性。可区分一般漏电故障与人体触电,可更切实地保护人身安全,减少因非严重漏电故障引起跳闸次数,提高供电连续性。虽然对于生物组织 Cole 参数的求取需以配电网电压含有一定的谐波成分为前提,但是考虑到如今电力电子装置普遍使用并有逐渐增多趋势,实际中这个前提是容易满足的。由于实际生物阻抗物理建模不易,仿真采用的仍是 IEC 推荐的理想模型( $\alpha = 1$ ),仅能证明方法的可行

性,进一步还需要进行实测研究和物理实验。前面的研究对于解决当前剩余电流保护普遍存在的死区问题和开发基于人体触电特征的新型漏电保护装置有一定参考价值。

#### 参考文献

- [1] 全国低压电器标准化技术委员会. GB 16916.1 - 2003 / XG1 - 2010 家用和类似用途的不带过电流保护的剩余电流动作断路器(RCCB)第 1 部分:一般规则[S]. 北京:中国标准出版社,2010.
- [2] 夏越,杜松怀,李春兰,等. 中国剩余电流保护技术与装置的发展趋势[J]. 农业工程学报,2010,26(2):151 - 155.
- [3] 武一,李奎,岳大为,等. 消除剩余电流保护动作死区的理论与方法[J]. 电工技术学报,2008,23(6):44 - 49.
- [4] 滕松林,杨校生. 触电漏电保护器及其应用[M]. 北京:机械工业出版社,1994.
- [5] International Electrotechnical Commission. Effect of Current on Human Beings and Livestock—Part I: General Aspects [S]. IEC/TS 60479 - 1,2007,4th ed.
- [6] Cole K. S. . Permeability and Impermeability of Cell Membranes for Ions [J]. Qunat. Biol. ,1940(8):110 - 122.
- [7] Cole K. S. , Cole R. H. . Dispersion and Absorption in Dielectrics. I. Alternating Current Characteristics [J]. The Journal of Chemical Physics,1941(9):341 - 351.

(下转第 81 页)

日负荷率夏季较大、秋季较小。化学纤维业冬季负荷曲线较为平滑,典型日负荷率冬季较大、夏季较小。住宿餐饮业夏季无用电早高峰,典型日负荷率夏季较大、春季较小。

(2) 四川地区居民生活用电夏季、冬季无早高峰,典型日负荷率及最小负荷率夏季较大、秋季较小,基本呈下降趋势;典型日峰谷差率冬季较大,夏季较小,基本呈上升趋势。

(3) 四川地区第一产业用电负荷比重极小,第二产业用电负荷比重较大。随着第三产业的迅速发展以及居民生活质量的不断改善,在一定程度上,降低了全网的负荷率水平。

参考文献

[1] 四川省人民政府. 四川省国民经济和社会发展第十二

(上接第13页)

[8] Schwan H. P. . Electrical Properties of Tissue and Cell Suspensions [J]. Advances in Biological and Medical Physics , Weinheim and New York: VCH Publishers , 1957( 5) : 147 - 209.

[9] Schwan H. P. , Takashima , S. . Electrical Conduction and Dielectric Behavior in Biological Systems [J]. Encyclopedia of Applied Physics , Weinheim and New York: VCH Publishers , 1993( 5) : 177 - 200.

[10] A. De Lorenzo , A. Andreoli , J. Matthei , et al. Predicting Body Cell Mass with Bioimpedance by Using Theoretical Methods: A Technological Review [J]. Appl. Physiol , 1997 , 82: 1542 - 1997.

[11] 唐敏. 生物阻抗测量原理与测量技术 [J]. 生物医学工程学杂志 , 1997 , 14( 2) : 152 - 155.

[12] International Electrotechnical Commission. Methods of Measurements of Touch Currents and Protective Conductor Current [S]. IEC 60990 , 1999.

[13] Jean - Louis Damez , Sylvie Clerjon , Said Abouelkaram , et al. Dielectric Behavior of Beef Meat in the 1 ~ 1500

个五年规划纲要 [N]. 四川日报 , 2011 - 1 - 28( 1) .

[2] 康重庆 李顺福 , 夏清 , 等. 用电市场的结构分析及其对市场营销的启示 [J]. 电力系统自动化 , 2003 , 27( 14) : 27 - 31.

[3] 江峰青 郑淮 李荣民. 上海电网负荷结构分析及特性预测 [J]. 华东电力 , 2008 , 36( 9) : 51 - 52.

[4] 陆燕 , 谈健. 江苏电网负荷结构分析 [J]. 华东电力 , 2007 , 35( 7) : 26 - 29.

[5] 霍成军. 电力系统负荷特性分析研究 [D]. 天津: 天津大学 , 2007.

作者简介:

任志超(1980), 博士研究生, 研究方向为电力市场、电网规划等。

(收稿日期: 2014 - 02 - 13)

kHz Range: Simulation with the Fricke/Cole - Cole Model [J]. Meat Science , 2007 , 77: 512 - 519.

[14] White Erick A , Orazem Mark E , Bunge Annette L. Characterization of Damaged Skin by Imedance Spectroscopy: Mechanical Damage [J]. Pharmaceutical Research , 2013 , 30( 8) : 2036 - 2049.

[15] 肖湘宁 , 等. 电能质量分析与控制 [M]. 北京: 中国电力出版社 , 2010.

[16] 孟润泉 梁翼龙 宋建成 , 等. 基于谐波检测的井下高压电网选择性漏电保护系统 [J]. 继电器 , 2001 , 29( 5) : 37 - 40.

[17] 杨黎鹏. 油田电网谐波分析及软件开发研究 [D]. 杭州: 浙江大学 , 2005.

作者简介:

李 浩(1986), 硕士研究生, 主要从事剩余电流保护技术和防止人体触电方面的研究工作;

肖先勇(1968), 博士, 教授, 博士生导师, 从事不确定性理论在电力系统中的应用、电能质量和绿色智能电网方面的教学和研究工作。

(收稿日期: 2014 - 03 - 04)