Research Report of the National Institute of Industrial Safety, NIIS-RR-03 (2004) UDC 621.30

# 電撃危険性推定のための1回路モデル\*

山野英記\*\*

A Circuit Model to Estimate Electric Shock Hazard\*

by Eiki Yamano\*\*

**Abstract**; The allowable current of electric shock accident depends on the body current properties (waveform, duration and frequency), contact locations and other factors of the human body. Until recent years, only "commercial AC or DC" was presumed as a body current in electric shock accidents. The use of electric power converters recently has increased in electric power systems, such as solar power generators, and may be a possible source of fault current (or body current) besides "commercial AC or DC." Moreover, the allowable limit of current is often unknown except for "commercial AC or DC." The limits for other currents must be made available in order for a circuit model to be used to estimate whether a particular body current is allowable. A trial of such an approach is reported herein. A circuit model was composed for the above use and was checked for the known data of the threshold current of ventricular fibrillation as follows.

(1) Circuit constants were optimized to the IEC's data of threshold current by the least squares method.

(2) The DC threshold current was calculated from the model. The calculated values were compared with the data of the threshold DC current.

(3) The maximum error of the calculated value to IEC's data was 3.19% in the section of  $10 \text{ ms} \sim 10s$ .

(4) As for frequency characteristics, the maximum error was 11.2% in the section of 1~1000 Hz. In conclusion, this type of approach has possibilities, though it is not applicable immediately.

*Keywords*; Electric shock, Threshold of ventricular fibrillation, Estimation of threshold, Circuit model for estimation

\*\* 物理工学安全研究グループ Physical Engineering Safety Research Division

# はしがき

電撃の許容限界は一般に身体に流れる電流(身体電 流body currentという)で与えられるが,その値は電 流の属性(波形,持続時間,周波数等)に依存して変 化し,また,各種のしきい電流は,通電部位等の条件 や生体側の因子にも依存して変化する。すなわち許容 限界は,定数ではなく,従属変数である。

近年までは電撃災害時の身体電流として想定される のは,ほとんど商用交流又は直流の電流であった。こ れらの許容限界は、ほぼ解明されており、IECの報告 書にまとめられている1),2)。しかるに近年は,風力発 電,太陽光発電,等々の分散型電源の普及につれて, インバータ等の電力変換機器が多く使用されるように なり,電流の波形や周波数が変換されるので,地絡故 障が生じた時の地絡電流(又は,誤って人体が接触し た時の身体電流)として,商用交流及び直流以外の波 形や周波数の電流の想定される状況が増加しつつある。 今後は,想定される地絡電流(又は身体電流)は多様 化する傾向にある。商用交流及び直流以外の波形や周 波数の電流の許容限界又はしきい電流は未知であるこ とが多い。このような場合に,起こりうる身体電流に 対し電撃危険性の推定に使用できるような回路モデル があれば有用と考えられる。

これらは,同一地絡箇所であっても,機器の制御状況によって時間的に変化する。このように身体電流の 基本的な属性が不明な場合は,その電撃危険性(又は許容限界)は明らかでなく,電撃に対する保護対策には,はなはだ都合が悪い。

電撃に対する保護対策を講じる場合,このように異 なる身体電流に対し,いちいち実験的に許容限界を調 べることは非常な手数であり,実際上不可能と言わざ るを得ない。このような場合には推定によるのもやむ を得ないと考えられる。

心室細動は,心室の部分部分が協調なく収縮を繰り 返し血液の拍出が無くなる現象(心拍停止の一つ)で, 電撃による即死の原因とされている<sup>1)</sup>。

心室細動は,心室筋の興奮性(興奮の生じやすさ, 刺激に対する感度)の不均一な時に,電流刺激が加わ ると生じやすい。心室細動電流と持続時間との関係に おいて,心室細動電流は,電撃の持続時間 d が約1心 周期(約1秒)以上になると大きく低下するが,これ は,心臓の期外収縮(正規の拍動以外の収縮)により 心室筋の興奮性の不均一性が高まるためとされている。

本研究は,このような病理・生理学的過程の表現や 探求を意図するものではない。むしろ感電保護の一助 として工学的アプローチを意図している。しかし,本 稿の目的は,前記のような状況において,考案した回路モデルが電撃危険性推定の一助となりうるかどうか, その可能性を点検することにある。モデル化の過程においては,モデルの解析可能なことは必須と考え,それが損なわれるようなモデルの修正は避けた。

既に筆者は,持続時間の関数である抵抗 (d)を用い れば心室細動電流の既知の持続時間特性及び周波数特 性を表わすことができることを示した<sup>3)</sup>。その後, R (d)による1心周期前後の変化は指数関数の組合せで 表わされることを確認し,その (d)を定数素子の回路 で表わしてモデルに加えた。これにより得られた回路 モデルの応答は既知の持続時間特性及び周波数特性と ある程度一致した<sup>4)</sup>。

### 回路モデル

2.1 回路モデルの概要

Fig.1に,心室細動電流(心室細動のしきい電流)に 対する回路モデルを示す。

このモデルは主に,前段(入力段),中段(オペア ンプ・整流回路),及び後段(並列CRの二層回路)に 分けることができる。前段は,一種のフィルタであり, 周波数特性の表現に寄与する。中段のオペアンプは電 圧フォロワー(インピーダンスバッファ)である。整 流回路は興奮性細胞(神経・筋)の細胞膜の整流作用 を表す。(交流は直流パルス列の2倍の回数だけ電気



Fig. 1 A circuit model to estimate electric shock hazard.

(1) Compo.1 (Filter) (2) Compo. 2 (Voltage follower and rectifier) (3) Compo.3 (Double layers model of parallel C and R)
身体電流の電撃危険性(心室細動)を推定するための回路モデル
(1)前段(フィルタ回路)(2)中段(電圧フォロワー及び整流回路)(3)後段(CR二層モデル)

刺激を生ずる<sup>い</sup>)

後段は主に神経や筋の直流持続時間特性(いわゆる Strength-duration curve)を表している。受動的な現 象(心室細動が発生するまでのこと)のみを扱うこと にし発生後のことは扱わないことにすれば,細胞膜の 等価回路<sup>5)</sup>(Hodgkin and Huxley)から能動的な素子



Fig. 2 The passive equivalent circuit which is obtained by simplification of the equivalent circuit of cell membrane<sup>51</sup> (Hodgkin and Huxley's model ).

細胞膜の等価回路<sup>5)</sup>(Hodgkin and Huxley) を単純化して得られる受動的等価回路





 $I_{teal}(d)$ : Calculated DC threshold current (Constants have been optimized to IEC's data of duration characteristics by the method of least squares)  $I_{teal}(d)$ : IEC's data of DC threshold of ventricular fibrillation. 心室細動の直流しきい電流の持続時間特性  $I_{teal}(d)$ : 直流しきい電流の持続時間特性 データに対し,最適化した場合。)  $I_{teal}(d)$ : IECによる直流しきい電流のデータ を省略することができる。省略すると,一つの時定数 (= *CR*)をもつ*CとR*の並列回路(積分回路)となる

(Fig. 2) Fig. 1 ではこの並列回路が二層(直列)になっている。

モデルにおいて,入力電流  $I_{t}(t)$ を入力した時の出 力電圧 $V_{t}(t)$ の最大値 $V_{4MAX}$ が $V_{4MAX} > E_{t}$ となる場合は,  $I_{t}(t)$ は危険であるから許容されないとする( $E_{t}$ :回路 モデル内のしきい電圧)。

### 2.2 回路解析の概要

回路モデルで,ある身体電流Iの電撃危険性(心室 細動を起すか否か)をよく判別するには,回路モデル の構成だけでなく回路定数が適切でなければならない。 既知データによく適合するように回路定数を調整する ことを最適化という。

最適化は次のように行った。まずモデルの入力電流  $I_{(t)}$ を仮定した時の,出力電圧 $V_{(t)}$ を解析によって 求める。次に $V_{4MAX} = E_t$ となるようなしきい電流 $I_{\text{tcal}}$ を 求める( $V_{4MAX}$ :出力 $V_{(t)}$ の最大値又は波高値)。 $I_{\text{tcal}}$ は,モデルから得られた計算値又は推定値であり,回 路定数がパラメータとなる。また,入力電流 $I_1$ の周波 数fや持続時間 dなどもパラメータとなる。しきい電 流の既知データを例えば $I_{\text{tiec}}$ と置き,データと計算値 との差を残差という。ここでは,次のように,最小2 乗法を用いて回路定数の最適化を行った。

ー般に,最小2乗法では,データと計算値との差の 平方の総和(残差平方和) *x* = Ҳ *I*tiec - *I*teal )が最小に なるようにパラメータ(回路定数)を定める。ここで は式(1)のような,データに対する相対残差の平方和

y = 𝔄(I<sub>tcal</sub> - I<sub>tiec</sub>)(I<sub>tiec</sub>)} (1) を最小にする定数を求めた。(計算にはExcelのソルバ ーを使用した)

回路定数の最適化又は計算値の対比には次の3種の 既知データを使用した。すなわち, IECの,直流し きい電流の持続時間特性データ*I*tie(*d*),(IEC60479-1 のFIG.15<sup>1)</sup>及びIEC60479-2のFIG.22<sup>2)</sup>から読み取り),

IECの正弦波しきい電流の周波数特性データ*I*tie(*f*) (IEC60479-2のFIG.11<sup>2)</sup>から読み取り),

Weirich らの 正弦波しきい電流<sup>6)</sup>の周波数特性デー

タI<sub>twe</sub>(f)(文献 6)のFig. 3(A)から読み取り)。

周波数特性の場合にも回路定数の最適化には前記 (持続時間特性)と同じ方法を使用した。

### 3. 回路解析

### 3.1 直流 (方形パルス)の持続時間特性

直流に対する持続時間特性を求めるには回路モデル の入力電流I(t)を $I(t) = I_{t} \cdot u(t)$ と仮定する $\mathcal{E}(u(t)$ : 単位階段関数), u(t)の極性は一定であり変化しない ことから,整流回路のダイオードのオンオフは交替し ない。仮定から,ダイオードは,オンのダイオードを 短絡,オフの素子を開放で置き換えることができる。 そのようにして出力電圧 $V_4$ を解くことができ,V(t)は 下の式(2)のように与えられる。方形パルスの持続時 間 dとすると,t = dのときに $V_4$ の最大値 $V_{4MAX}$ が得ら れる。

V( t) = 
$$K_s \cdot R_{dc} \cdot I_t$$

$$\cdot \left\{ 1 + \frac{\alpha_{01}\alpha_{0}N_{1}}{\alpha_{3}}e^{-b\cdot t} + \frac{\alpha_{01}\alpha_{0}N_{2}}{\alpha_{3}}e^{-b\cdot t} + \frac{\alpha_{01}\alpha_{0}N_{3}}{\alpha_{3}}e^{-a\cdot t} \right\} (2)$$

上式において各定数は以下のように回路定数等によ り与えられる。

$$K_s = \frac{R_4}{R_3 + R_4}$$
,  $R_{dc} = \frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2}$  (3)

$$\alpha_{01} = \frac{1}{CR_{dc}} , \ \alpha_0 = \frac{G_3 + G_4}{C_3 + C_4} , \ \alpha_3 = \frac{1}{C_3 R_3}$$
(4)

なお,

さらに,

$$N_{1} = \frac{-(b_{1} - \alpha_{2} \underbrace{b_{1} - \alpha_{3}})}{b(b_{1} - b_{2} \underbrace{b_{1} - \alpha_{0}})}$$
$$N_{2} = \frac{(b_{2} - \alpha_{2} \underbrace{b_{2} - \alpha_{3}})}{b(b_{1} - b_{2} \underbrace{b_{2} - \alpha_{3}})}$$
$$N_{3} = \frac{-(\alpha_{0} - \alpha_{2} \underbrace{\alpha_{0} - \alpha_{3}})}{\alpha(b_{1} - \alpha_{0} \underbrace{b_{2} - \alpha_{0}})}$$

またN<sub>1</sub>~N<sub>3</sub>内で使われている各パラメータは,

$$\alpha_2 = \frac{R_2}{L}$$

$$b_{1}, b_{2} = \frac{1}{2} \left( \alpha_{1} + \alpha_{2} \pm \sqrt{\alpha_{1} + \alpha_{2}^{2} - 4\alpha_{1}\alpha} \left( \frac{R_{1} + R_{2}}{R_{2}} \right) \right) \quad (7)$$

またb1, b2中で使われているα1は,

$$\alpha_1 = \frac{1}{CR_1}$$

である。

### 3.2 正弦波しきい電流の周波数特性

周波数特性は持続時間が大きい場合(d > 約3 s)し か発表されていない。したがって,解析は過渡状態で なく定常状態で行えばよい。入力I(t)が正弦波の場合 回路モデルの前段の出力V(t)の波高値を $V_{2p}$ と書くと 後段(二層回路)の全体にかかる電圧 $V_{3p}$ は,

 $V_{4p} = K_{4T} \cdot V_{3p} (K_{4T} : 分圧比)$  (9) で与えられる。入力電流を $I_1$ と書くと次の式のように なる。ただし $V_{4p}$ ,  $I_{1p}$ 等は波高値(したがって最大値) を表す。

$$V_{4p} = K_{4T} \cdot |Z_T| \cdot I_{1p} \tag{10}$$

$$Z_{\rm T} = Z_3 + Z_4$$
 ,  $K_{4{\rm T}} = |Z_4| / |Z_{\rm T}|$  (11)

ただし,Z<sub>T</sub>,Z<sub>3</sub>,Z<sub>4</sub>はインピーダンスを表す。

4. 最適化と比較対照の実施

# 4.1 続時間特性データによる最適化と比較

まず,直流しきい電流の持続時間特性のデータ*I*tiec (*d*)を用いて回路定数の最適化を行った。

**Fig. 3** はその結果から得られた計算値 $I_{\text{teal}}(d)$ とデ ータ $I_{\text{tiel}}(d)$ との対比である。

データは二つのグラフ(IEC60479-1及び60479-2)から読み取ったものを接ぎ合わせた。しばしば引用される60479-1のほうは横軸の区間が0.01s~10sの部分である。後者は区間0.0001s~0.01sである。

Fig. 3 の全区間において相対残差(誤差)の最大値 は0.0001sにおいて22.3%,平均5.14%,区間0.01 s ~ 10sにおいては平均1.31%,最大2.84%(0.03s)であ った。計算値とデータは,特に0.01 s以上の区間にお いてかなりよく適合しているが,対比の対象は最適化 に用いたデータであるから当然とも言えよう。このこ とから,持続時間については,計算値にある程度の誤 差を認めれば,回路モデルの形(構成)はほぼ妥当と 考えることができる。





 $I_{\text{tcal}}(f)$ : Calculated sinusoidal threshold current (Constants have been optimized to the IEC's data of duration characteristics)  $I_{\text{tcal}}(f)$ : Weirich's data of frequency characteristics of threshold current (1-1000 Hz)

正弦波しきい電流の周波数特性。 **I**teal(**f**):正弦波しきい電流の計算値(IEC による持続時間特性データに対し最適化した 回路定数)

**I**twe(**f**): Weirich による正弦波しきい電流の周波数特性のデータ





 $I_{\text{teal}}(f)$ : calculated sinusoidal threshold current (Constants have been optimized to the IEC's data of duration characteristics)  $I_{\text{tec}}(f)$ : IEC's data of frequency characteristics of threshold current (50-1000 Hz) 正弦波しきい電流の周波数特性。

**I**teal(**f**): 正弦波しきい電流の計算値(IEC による持続時間特性データに対し最適化した 回路定数)

Itie(f): IECによる正弦波しきい電流の周波 数特性のデータ(50-1000 Hz) 4.2 周波数特性の計算値

次に上の適合化で得られた定数をそのまま使用して 周波数特性を計算した。それをWeirichの周波数特性 のデータ $I_{twe}(f)$ 及びIECの周波数特性データ $I_{tie}(f)$ と 比較した。Fig. 4 及びFig. 5 にその対比を示す。その 結果,適合性はよくなかった。Fig. 5 で誤差(データ に対する相対残差)は,14.9% ~ 91.1%(50~1000 Hz)となった。

# **4.3 IECの持続時間特性データI**tie(*d*)及び周波数特性 データI<sub>tie</sub>(*f*)による最適化

そのため、4.1の持続時間特性データに対して最適 化した後、それに重ねてIECの周波数特性のデータに 対して最適化を行った。その結果得られた定数を用い て周波数特性を計算した。この計算値 $I_{teald}(f)$ をIEC の周波数特性データ $I_{tie}(f)$ と対比したグラフを**Fig. 6** に示す。計算値記号の下付文字のdfは持続時間特性と 周波数特性データにより最適化したことを示す。これ はかなりよく適合している。最大の誤差は100 Hz で 11.1%(区間 1 ~ 1000 Hz)であった。



Fig. 6 Frequency characteristics of sinusoidal threshold current *I* track(*f*): Calculated sinusoidal threshold current (Constants have been optimized to duration and frequency characteristics of the IEC's data by the method of least squares) *I* tec(*f*): IEC's data of frequency characteristics of sinusoidal threshold current (50-1000 Hz) 正弦波しきい電流の周波数特性。 *I* tractad(*f*): 正弦波しきい電流の計算値(IEC による持続時間及び周波数特性データに対し最適化した回路定数) *L*:(*f*): IEC's LaTEC's Data

Itie(f): IECによる正弦波しきい電流の周波 数特性のデータ(50-1000 Hz) この定数を用いて,持続時間特性を計算した。この 計算値*I*tcald(*d*)をIECの持続時間特性データ*I*tie(*d*)と 対比したのがFig. 7 である。データに対する誤差(相 対残差)は全区間で最大95.1%(0.0001 s),平均17.35%



- Fig. 7 Duration characteristics of DC threshold current. *I*<sub>tcald</sub>(*d*): Calculated DC threshold current (Constants have been optimized to duration and frequency characteristics of IEC's data) *I*<sub>tie</sub>(*d*): IEC's data of duration characteristics of DC threshold current. 直流しきい電流の持続時間特性。 *I*<sub>tcald</sub>(*d*): 直流しきい電流の計算値(IECに よる持続時間,及び周波数特性データに対し 最適化した回路定数) *I*<sub>tie</sub>(*d*): 直流しきい電流の持続時間特性の IECデータ
- Table 1 Optimized circuit constants. The 1st : Optimized to duration characteristics of IEC's DC threshold current, The 2nd : Optimized to frequency characteristics of IEC's sinusoidal threshold current after duration characteristics.

最適化後の回路定数。The 1st: IECの直 流持続時間特性データに対する最適化。 The 2nd:上の後,IECの周波数特性デ ータに対し最適化

Parameter	The 1st	The 2nd	Unit	Ratio (the 2nd / the 1st)
$R_1$	61.39	60.88	(Ω)-	0.992
$R_3$	29.16	22.22		0.762
$R_3$	6167,27	8532.69		1,384
$R_4$	2.33E+09	2.33E+09		1.000
C	2.45E-05	4.81E-05	(F)	1,968
Ca.	5.10E-06	5.1E-06		1.000
G	5.10E-05	5.1E-05		1.000
L	2.20	2.20	$\langle H \rangle$	1.000
E	2.97	2.44	(V)	0,823

となり,区間0.01~10 sで最大15.4%(0.1s)で,平均7.58%となった。

### 4.4 最適化した後の回路定数

Table 1 に,回路定数の最適化した後の値を示す。 同表において The 1stはIECの持続時間特性のデータ を用いた最適化の結果, The 2ndがその最適化に重ね てIECの周波数特性データによる最適化を行った結果 である。表にあるように,2回目の最適化によってす べてのパラメータが変化した訳ではない。

#### 4.5 考察

本稿で提案した回路モデルはこれまでの検討によっ て大まかには既知データに適合することが分かった。 しかし,同一モデル(同じ回路構成で同じ定数)が持 続時間特性と周波数特性との両方のデータに適合する には少し困難があり,さらに検討を要するが,今回は 電撃危険性推定のためのこの種のアプローチを報告し た。

また,両方の既知データ(IECの持続時間特性デー タとWeirichの周波数特性データ)が,同じ条件で得 られたとは考えにくい。両者とも換算や正規化の類が 行われているが,IECは人間への適用を前提としてお り,Weirichはテンジクネズミを使用した。データの 得られた条件が同じではないことが一般的と考えられ ので,回路モデルを改善するときにどのように対処す るのがよいか等については,今後の課題と考えられる。

# 5. むすび

本稿で提案した回路モデル(Fig.1)は第4章の検 討によって大まかには既知データに適合することが分 かった。適合性は十分とは言い難いので,本稿はこの 種のアプローチの紹介という程度の意味しか持たない かも知れない。電撃の危険性は,多くの因子によって 変化するので,総合的又は全体的に判断せねばならな い。本稿で検討した範囲でも,提案した回路モデルは 持続時間特性でも持続時間のより狭い区間でならばよ り高い精度でデータに適合するが,区間を広げると, 精度は低下するということが観察された。これでは、 当初に意図したような許容限界の未知な電撃の危険性 を推測する時の精度は低下してしまうだろう。ただし 許容限界の未知な身体電流でも、例えば周波数成分の 区間が分かっていれば,推測が可能になることもある だろう。はしがきに述べたように全く分からないより も,この種のアプローチも,感電保護に関する対策を

# 講じるとき,一助にはなる可能性があると考える。

### 参考文献

- 1) IEC 60479-1, Technical Report-Type2, Effects of Current on Human Beings and Livestock, General Aspects (1994).
- 2) IEC 60479-2, IEC Report, Effects of Current Passing through the Human Body, Special Aspects (1987)
- 3) 山野英記,電撃死の許容限界の周波数特性及び交流持続時間特性を表す回路モデル,平8年度電気設備学会全国大会講演論文集,pp.71-74(1996)
- 4) 山野英記, 電撃による心室細動のしきいを表わす

1回路モデル,平11電気学会全国大会講演論文集 (第4分冊),pp.248-249(1999.3)

- 5) 鈴木泰三,田崎京二,中浜博 共著,生理学通論 I,共立出版,p.54 (1972)
- 6) Weirich, J., Holnloser, St., 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 1000 Hz, Basic Res. Cardiol. 78, 6, pp.604-616 (1983).

# (平成15年12月26日受理)