

論文

歩行時の人体帯電電位変化に関する等価回路的検討

萩本 安昭*¹, 松井 満**, 村崎 憲雄***

(2005年5月6日受付; 2005年8月30日受理)

A Study on the Variance of Electrostatic Potential of a Walking Human Body with an Equivalent Circuit

Yasuaki HAGIMOTO*¹, Mitsuru MATSUI** and Norio MURASAKI***

(Received May 6, 2005; Accepted August 30, 2005)

A series of experiments using different types of footwear showed that an electrostatic potential of a human body sometimes changes polarity during walking and after stopping. Another measurement of the voltage decay of a stationary human body showed that the decay curve differs in accordance with the polarity of the initial voltage. An equivalent circuit was developed on the basis of these experimental results. Numerical calculations of the human body voltage were performed for various values of the resistors in the circuit. The calculation results showed good agreement with features observed in actual experimental results. These results are discussed with reference to each other.

1. はじめに

歩行時に生じる人体の静電気帯電は、火災爆発事故の原因となるだけでなく、電子デバイスのESD対策においても重大な問題である。人体の帯電は、履物、床などの様々な環境条件によって影響されるため¹⁾、特異な現象がみられることがある。例えば、カーペット上の歩行中や歩行停止後に人体電位の符号が変わるという現象が知られている²⁻⁵⁾。ところが、人体の帯電における床や履物の影響について検討した研究報告は多いが⁶⁻⁹⁾、人体電位の符号が変わる現象についての等価回路的検討は行われていない。

本研究では実験室の床を歩行する実験において、歩行中あるいは歩行停止後の人体電位の変化過程で電位の符号が変わる現象が認められた。そこで、履物の種類を変えた歩行実験を行い、人体電位の変化にどのような違いが生じるか調べ

るとともに、帯電電位の符号が変わる原因について検討した。さらに、この結果に基づいて歩行時の人体をモデル化した回路を作成し、計算によるシミュレーションを行った。その結果、計算上でも帯電電位の符号が変わることを示した。また回路定数を変えた場合について、帯電モデルによる計算結果と実験データとの比較を行った。

2. 歩行帯電の実験

2.1 実験方法

歩行中および歩行停止後の人体電位の測定は、ストロール法に準じて行った¹⁰⁾。測定器は、図1に示す円板電極に対向させた回転セクタ形電界計である。これと対向させた円板電極にリード線を接続し、被験者がその端を素手で握った。この測定系の静電容量は約30pFである。

キーワード：人体帯電，歩行帯電，等価回路

* 科学警察研究所 (277-0882 千葉県柏市柏の葉 6-3-1)
National Research Institute of Police Science, 6-3-1
Kashiwanoha, Kashiwa 277-0882, Japan

** Zao ES Lab. (989-0916 宮城県蔵王町遠刈田温泉上ノ原 3-320)

Zao Electrostatic System Laboratory, 3-320 Uenohara,
Togattaonsen, Zaomachi, Miyagi 989-0916, Japan

*** 東京農工大学名誉教授 (187-0045 東京都小平市学園西町 2-25-7)

Emeritus Prof., Tokyo University of Agriculture and Technology,
2-25-7 Gakuen-nishimachi, Kodaira Tokyo 187-0045, Japan

¹hagimoto@nriips.go.jp

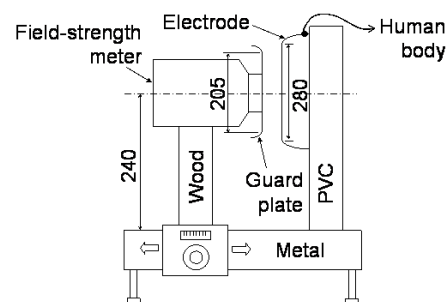


図1 測定装置

Fig. 1 Schematic of measurement apparatus.

実験は、室温約 24℃、湿度 35～40%の室内で行った。歩行した場所は、実験室内の床（塩化ビニル系シート）である。歩行範囲は約 1.5m×3m 程度、歩行経路は 8 の字形である。歩行範囲に限界があるが、出来る限り新しい床面を歩行した。

実験に使用した履物は、表 1 に示す 14 種類であり、いずれも新品に近い状態である。実験時と同じ温湿度の室内に 1 週間以上放置してから実験に使用した。着衣は、綿または綿・ポリエステル混紡の衣類である。被験者は身長約 170cm、体重約 60kg の男性である。表 1 に示す静電容量には、測定系の静電容量が含まれている。床と履物は、1 回の測定が終了するごとに棒状の電圧印加式除電器で除電し、さらにアルコールを染み込ませた綿布で表面を拭いた。

表 1 実験に使用した履物

Table 1 Footwear used for experiments.

No.	履物	静電容量 [pF]
1	牛皮革製紳士靴（皮底）	200
2	合成皮革製紳士靴（硬質ゴム底）	200
3	牛皮革製紳士靴（軟質ゴム底）	160
4	運動靴（あめ色ゴム底）	180
5	ゴム長靴	200
6	スリッパ（発泡 EVA 底）	170
7	スリッパ（塩化ビニルレザー貼り底）	170
8	サンダル（発泡塩化ビニル一体型）	180
9	サンダル（発泡合成ゴム底）	130
10	ビーチサンダル（発泡 EVA 一体型）	130
11	風呂場用ブーツ（本体は EVA、底は同発泡）	150
12	風呂場用ブルの上にさらに No. 6 を履く	140
13	風呂場用ブーツの底材を取り除く	220
14	風呂場用ブーツの底に No. 6 の底材を貼る	170

(注) EVA：エチレン 酢酸ビニル共重合樹脂

2.2 歩行時および歩行停止後の人体電位変化

歩行に伴う人体電位の測定結果を図 2(a)～(n)に示す。図 2 中には、歩行停止後の緩和曲線から緩和時間の概略値を読み取り、これを表 1 の静電容量で割って求めた抵抗値 R を併記した。

図 2 の人体電位の変化は、大きく 3 つに分けられる。第 1 は、歩行中に人体電位が上昇し、停止後は減衰する通常の変化である。第 2 は、歩行停止後に人体電位の符号が変わる図 2(d), (f) および (n) のような変化である。第 3 は、歩行中の人体電位が 0V 付近で推移し、歩行停止後に絶対値が大きくなる図 2(i) および (k) のような変化である。

歩行停止後に人体電位の符号が変わった第 2 の場合は、図

3(b), (c) のように A と B の 2 つ曲線で表わされる変化が重畳した結果が人体電位の曲線 C に相当しているのではないかと考えられた。歩行中の人体電位が増大しない第 3 の場合も、同様の考え方で説明することができる。

図 2 の履物 No.11 と No.6 を重ね合わせた履物 No.12 や No.14、あるいは履物 No.11 の底材を取り除いた履物 No.13 の人体電位変化をみると、それぞれオリジナルの履物の特徴

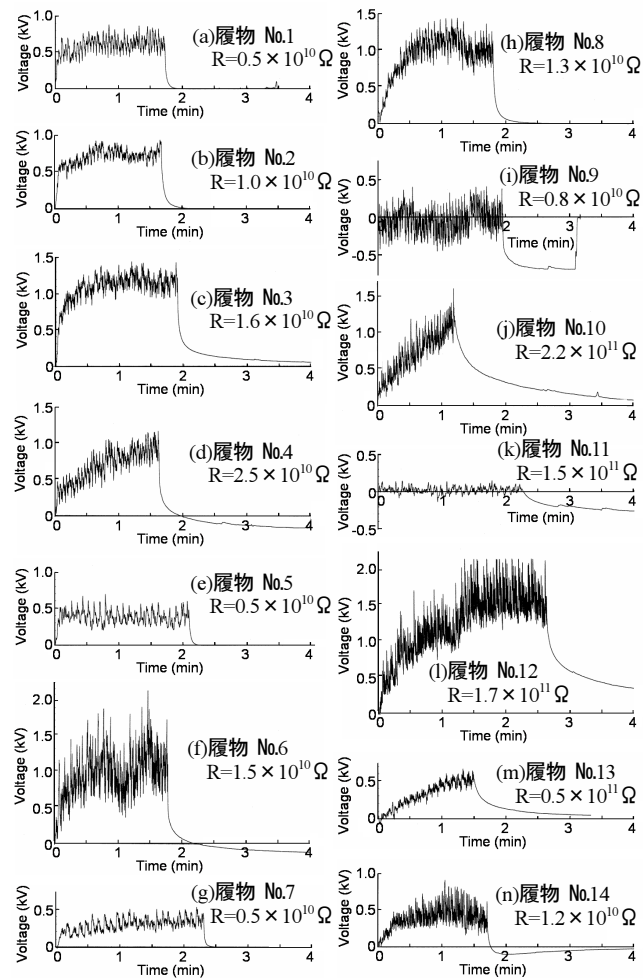


図 2 歩行中および歩行停止後の人体帯電電位の変化

Fig. 2 Human body voltage curves during walking and after stopping.

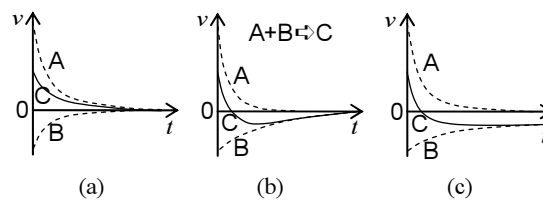


図 3 電位減衰パターンの重畳

Fig. 3 Superposing of voltage decay curves.

が現われていることがわかる。このことから、人体の帯電電位は複数の電位変化が重畳されたものであると推定される。

図4は、歩行と停止を繰り返したときの人体電位の測定例である。このときの履物は No.6 であり、実験室床の上に敷いた厚さ約 1mm のポリプロピレンシート上を歩行した。図中の矢印 A で示すように、歩行停止後に人体電位が正から負に変化する様子がみられた。歩行と停止を繰り返すたびに、歩行停止後の人体電位が負方向へずれていくように見える。また、歩行中に人体を一瞬アースしたとき、人体電位が 0V になっていないことがわかる。これらの変化を説明するためには、履物や床の影響を含めた等価回路的検討が必要であると考えられた。

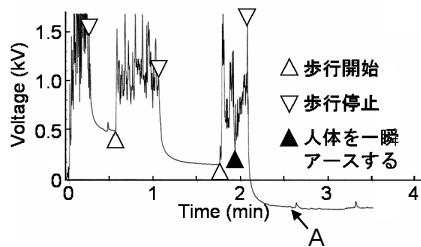


図4 歩行停止を繰り返したときの人体電位 (履物 No.6)

Fig. 4 Human body voltage during repeated walking and stopping with footwear No.6.

2.3 強制帯電させた静止中の人体電位変化

図5は、強制的に帯電させた人体電位の減衰特性である。履物 No.9 による歩行終了直後に、床の除電を行わないままの状態直流電源に一瞬触れて人体を強制的に正または負に帯電させ、その後の静止状態における人体の電位変化を測定したものである。その結果、図5に示すように、正の場合と負の場合とで電位変化に違いがみられ、負の場合には絶対値が時間と共に増大した。

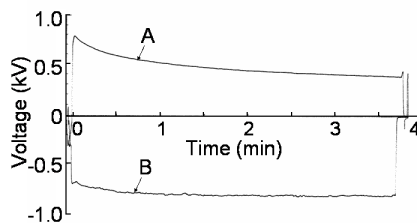


図5 直流電源で充電後、静止状態の人体電位

A : 正電圧で充電した場合 B : 負電圧で充電した場合

Fig. 5 Voltage decay curves of a human body initially charged with a DC voltage with footwear No.9.

A: Charged with a positive voltage.

B: Charged with a negative voltage.

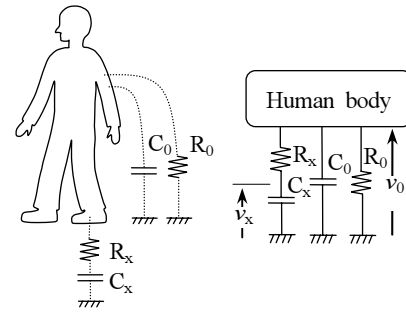


図6 図5の電圧変化から推定される人体の等価回路

Fig. 6 Equivalent circuit of a charged human body

anticipated from the voltage decay curves in Fig. 5.

このような電位変化は、 R_x と C_x を加えた図6の回路モデルによって説明できる。すなわち、床または履物の残留電荷が人体電位に影響していると考えられる。そこで、このモデルに図5の測定結果を当てはめ、回路定数等を求めると次のようになる。

図5の人体電位は概ね一定値の電圧に漸近しているの、人体からの電荷漏洩 R_0 が十分大きく無視できると仮定した。 $t=0$ のときの v_0 と v_x の初期値をそれぞれ V_0 、 V_x とすると、人体電位 v_0 は次式で表わされる。

$$v_0(t) = V_0 + \alpha(V_x - V_0)(1 - e^{-\frac{t}{\tau}}) \quad (1)$$

ここで、

$$\alpha = \frac{C_x}{C_x + C_0} \quad (2)$$

$$\tau = \alpha C_0 R_x \quad (3)$$

ここで、 $t \rightarrow \infty$ としたときの v_0 の取束値を V_∞ とし、人体電位が正の場合と負の場合をそれぞれ添字pとmで表わした式(1)の連立方程式を V_x と α について解くと、

$$V_x = \frac{V_{0p}V_{\infty m} - V_{0m}V_{\infty p}}{V_{0p} - V_{\infty p} - V_{0m} + V_{\infty m}} \quad (4)$$

$$\alpha = 1 - \frac{V_{\infty p} - V_{\infty m}}{V_{0p} - V_{0m}} \quad (5)$$

となる。上式に図5から読み取った値を代入すれば、 V_x と α が求まる。その結果を表2に示す。

ここで、さらに C_0 が与えられれば C_x と R_x を求めることができる。斉藤は、足と床の間に挟んだ絶縁物の厚みを変えて

表2 図5に式(4)、(5)を当てはめて得られた値

Table 2 Variables in Equations (4) and (5) derived from Fig. 5.

V_{0p} (V)	$V_{\infty p}$ (V)	τ_p (s)	V_{0m} (V)	$V_{\infty m}$ (V)	τ_m (s)	V_x (V)	α
780	370	18	-675	-820	7.0	-1500	0.82

静電容量を測定し、履物と床の影響を除いた人体の静電容量が約 62pF であるとしている³⁾。小野らも足裏、胴体、腕の静電容量を分割して測定し、これに近い結果を得ている¹¹⁾。そこで、斉藤の値に測定系の静電容量約 30pF を加えた 92pF を C_0 とすると C_x は 420pF となり、 τ_p と τ_m に対する R_x はそれぞれ、 $2.4 \times 10^{11} \Omega$ および $9.3 \times 10^{10} \Omega$ として求められる。

図4の歩行停止を繰り返したときにみられた負方向へのずれも、図6の等価回路によって説明できる。すなわち、歩行中に C_x が負に充電され、歩行停止を繰り返すごとに v_x の負電圧が大きくなり、最終的に図中の矢印 A に示すように人体電位が負になったと考えられる。また、図4の▲印で示した時点で人体をアースしたときに人体電位が 0V にならなかったことも、 C_x の電荷がすべて放電しなかったと考えれば説明できる。

以下、これらの結果を参考にして、歩行時の人体帯電の等価回路を検討した。

3. 人体の歩行帯電における回路モデルの検討

3.1 歩行時の帯電電位を模擬するための等価回路

図6の等価回路は静止中の人体について求めたものであった。そこで、歩行動作に伴う電荷の発生を表すため、図6の回路に履物と床の間の静電容量 C_{2R} または C_{2L} を追加した。これを図7に示す。この図は、右足を上げたときの状態を表わしている。左足を上げたときには C_{2R} の代わりに C_{1L} と直列に C_{2L} が入り、歩行中は両足が同時に着地することなくこの状態が交互に繰り返され、歩行停止後は C_{2L} と C_{2R} がなくなると仮定する。

図7の回路により、歩行中および歩行停止後の人体電位変化について、概ね以下のように説明できる。 C_0 、 C_{1L} 、 C_{2L} 、 C_{1R} 、 C_{2R} の電圧をそれぞれ v_0 、 v_{1L} 、 v_{2L} 、 v_{1R} 、 v_{2R} とし、電圧の向きは人体側が正、大地側が負であるとする。また、仮に、床と履物の間に発生する電圧 v_{2L} と v_{2R} は十分大きい正の電圧であり、人体電位 v_0 の初期値は 0V であるとする。

たとえば、図7の右足を上げた状態では、 $v_0 = v_{1R} + v_{2R}$ である。 v_{2R} が十分大きい正の電圧であるから、図8(a)に示すように、 C_0 の電圧 v_0 が正、 C_{1R} の電圧 v_{1R} が負になる。この後、回路各部の電圧は過渡的に減衰するが、次の1歩で回路の左右が交替し、以下同様のことが繰り返される。

このように v_{1R} または v_{1L} が負になる結果、 C_0 や C_{1R} 、 C_{1L} の充放電速度の相互関係によっては、 v_0 が負になる可能性がある。これは、歩行中も歩行停止後もいずれの場合も考えられることである。たとえば、図9(b)のように歩行停止直前の v_{1R} と v_{1L} が v_0 よりも十分大きいと、図9(c)のように歩行停止

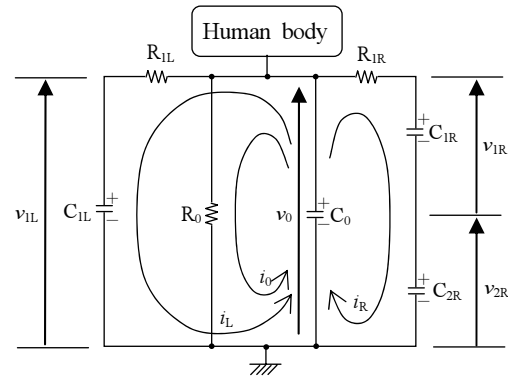


図7 歩行時の人体帯電電圧の計算に用いた等価回路
Fig.7 Equivalent circuit used for simulation of electrostatic charging of a walking human body.

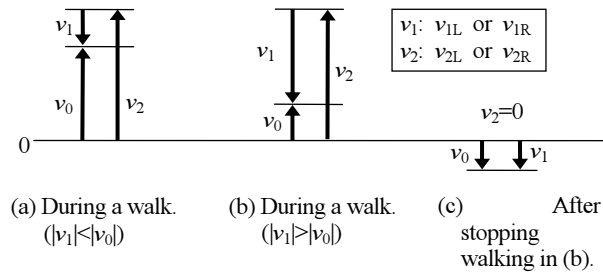


図8 歩行停止後に負電圧が現われる機構の説明図
Fig. 8 Conceptual diagram representing the appearance of negative voltage after stopping.

後の人体電位 v_0 が減衰する過程で負に変化する可能性がある。これが、図2や図4で見られた人体電位の符号が変化する機構である。

3.2 等価回路の定数

計算結果を比較しやすくするため、 R_0 と R_1 のいずれか一方を一定値に定し、他方をパラメータとして変化させた。図2では、人体が CR 並列回路であると仮定して歩行停止後の緩和時間から概算で求めた抵抗値 R は 10^{10} - $10^{11} \Omega$ であった。そこで、 R_0 と R_1 の値は $10^{10} \Omega$ 以上の範囲で変化させた。

R_1 の定値は、図6の等価回路で求めた R_x を参考にして $10^{11} \Omega$ に設定した。 R_0 の定値は、 R_x を求めたときと同様、 R_1 より十分大きいとみなせる値として $10^{12} \Omega$ に設定した。

C_0 の値は、式(2)の計算では 92pF としたが、ここでは概数で十分であるため 100pF に設定した。

C_1 の値は、図6の等価回路で求めた C_x を参考にした。 C_x の値 400pF は両足が床に着地した状態で求めたものであるから、 C_1 は片足分として 200pF に設定した。

C_3 の値は、Pirici らの人体帯電モデルの構築を参考にして次式で計算した¹¹⁾。

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d} \quad (6)$$

ここで ε_0 は真空の誘電率, ε_r は物質によって異なる比誘電率である. この場合, 空気中であるから ε_r は 1 である. 底面積 S を 0.025m^2 , 床からの距離 d を 0.05m として式(6)で計算した結果から, C_2 は 5pF に設定した.

このモデルでは, 履物が床から離れたとき C_3 に発生する電荷量を仮定する必要がある. Pirici らは, 降車時の人体・座席間 (接触面積 0.09m^2) で発生する電荷量を $2.5\mu\text{C}$ としている¹²⁾. この値を単純に面積比で換算すると, 履物に発生する電荷量は約 $0.7\mu\text{C}$ となる. しかし, この値を用いて計算することは実際的ではない. なぜなら, C_2 の電圧が 140kV と計算されるからである. もし, 実際にそのような電荷が発生したとしても, 履物が床から離れる過程で電荷の逆流¹²⁾ が起こり, 間隙の絶縁耐力を超える電圧まで達することはないであろう. そこで, C_2 の電圧の妥当な値として 1 桁小さい 10kV を想定し, 発生する電荷量を $0.05\mu\text{C}$ に設定した.

3.3 等価回路による計算方法

図 7 に示すように各部の電圧と電流を定めると, オームの法則とキルヒホッフの法則から, 次式(7)の関係が成り立つ. ここで, $v_0^{\dot{}}$ は dv_0/dt を表すものとする. また, 右足側と左足側の回路定数は等しいと考え, $C_{1R}=C_{1L}=C_1$, $C_{2R}=C_{2L}=C_2$, $R_{1R}=R_{1L}=R_1$, $R_{2R}=R_{2L}=R_2$ であるとする.

$$\left. \begin{aligned} C_0 v_0^{\dot{}} &= -i_0 - i_L - i_R \\ C_1 v_{0L}^{\dot{}} &= i_L \\ C_1 v_{0R}^{\dot{}} &= C_2 v_{2R}^{\dot{}} = i_R \\ v_0 &= i_0 R_0 = v_{1L} + i_L R_1 = -v_{1R} + v_{2R} + i_R R_1 \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

式(7)から電流の変数を消去すると次式が得られる.

$$\left. \begin{aligned} v_0^{\dot{}} &= -C_0^{-1} (R_0^{-1} + 2R_1^{-1}) v_0 \\ &\quad + (C_0 R_1)^{-1} (v_{1L} + v_{1R} + v_{2R}) \\ v_{0L}^{\dot{}} &= (C_1 R_1)^{-1} (v_0 - v_{1L}) \\ v_{0R}^{\dot{}} &= (C_1 R_1)^{-1} (v_0 - v_{1R} - v_{2R}) \\ v_{2R}^{\dot{}} &= (C_2 R_1)^{-1} v_0 + (C_2 R_1)^{-1} (v_{1R} - v_{2R}) \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

この連立微分方程式の数値解をルンゲ・クッター法を用いて計算し, 歩行に伴う人体電位 v_0 の時間変化を求めた. 計算の刻み時間は 0.1s , 歩行速度は毎秒 2 歩とした. また, 歩行開始前の条件として, 電圧 v_0 , v_{1L} および v_{1R} の初期値は 0V とした.

左右の足を交互に 1 歩ずつ進めるたびに, 図 7 の回路の左右を入れ替える必要がある. 実際の計算上では, プログラムの中で電圧 v_{1L} と v_{1R} の値を入れ替えることによって左右の入

れ替えを行った. 一步ごとの計算区間の初期値として, 履物と床間の静電容量 C_3 に $0.05\mu\text{C}$ の電荷を与えた. 歩行時間は 60s 間とし, その後は歩行停止するとした.

3.4 等価回路による計算結果

式(7), (8)による計算結果の一例を図 9(a) (c)に示す. 図 2 でみられたような歩行中あるいは歩行停止後に人体電位の符号が変わるという特徴が現われた. 以下, 計算結果にみられる特徴を挙げて考察する.

3.4.1 R_0 を変化させた場合

図 9(a)は R_1 を $10^{11}\Omega$ で一定して R_0 を変化させた場合の計算結果である. R_0 が小さくなると, 歩行中の人体電位が低くなった. R_0 が $10^{12}\Omega$ 以下では, 歩行停止後の人体電位が減衰過程で正から負に変化する状況が現われ, R_0 が $10^{11}\Omega$ のときに負電位の絶対値が最も大きくなった.

図 2 の実測例において実験ごとに変化させた条件は履物の種類だけである. この実験条件の違いによって, 図 7 の等価回路でいうと R_1 が変化しただけである. もし, R_1 だけが変化したのであれば, 実測例には R_0 の影響が現われないことになる. しかし, 履物や床を通しての静電気の漏洩は実際に経験するところであり, これは R_0 の成分として考えるべきものである. すなわち, 履物の種類を変えたことによって実測例の電位変化には R_0 と R_1 の両方の影響が混在していると考えられるため, 計算結果と単純に比較することができない. 実測例における R_0 と R_1 を分離することが今後の検討における課題である.

3.4.2 R_1 を変化させた場合

図 9(b)は, R_0 を $10^{11}\Omega$ で一定して R_1 を変化させた場合の計算結果である. R_1 が大きくなるに従って人体電位の上昇が緩慢になった. その結果, R_1 の値が $10^{12}\Omega$ 以上では, 一定の歩行時間内に到達し得る人体電位の最大値が低くなった.

図 9(b)に示した C の緩慢な人体電位変化のパターンは, 図 2 の中では, (j)の履物 No.10 の実測例が最も類似している. この履物 No.10 の緩和時間から求めた R の値は実測例の中で最も大きく, R_1 に相当する抵抗が大きかったことを示唆している.

一方で, 図 2 の実測例の中で R が最も小さい(a), (e), (g)の変化パターンは, いずれも 500V 前後の低い値で推移しており, 図 9(b)の D のパターンと類似している.

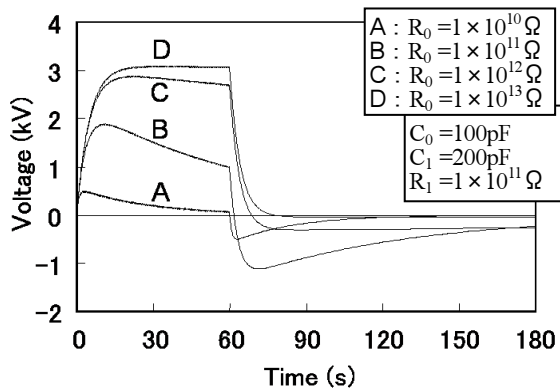
これらのことから, 前項で述べた R_0 の混在が無視できないものの, 図 2 の実測例には R_1 の影響が強く現われていると考えられる. これは, 実測例で履物の種類を変えたということからも予想できる結果である.

図 9 に示すように, R_1 の値が $10^{12}\Omega$ 以上のとき, 歩行停止後の人体電位の計算値が負に変化した. R_1 は履物の抵抗を想

定したものであるから、浅野の解説¹³⁾を引用すると、このことは次のようにも説明できる。すなわち、履物の抵抗が比較的低い場合 ($10^{12}\Omega$ 以下) は、発生電荷が人体全体に広がって人体の電位を上げるが、高い場合には、履物と足の裏が電気二重層となり、人体電位は履物の電位より低くなつたと考えられる。

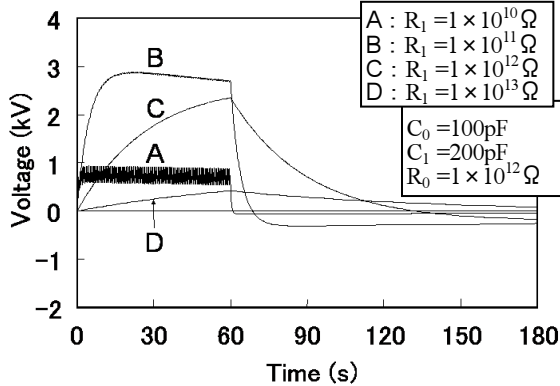
3.4.3 R_0 R_1 を同時に変化させた場合

図9(c)は、 R_0 と R_1 の両方を同時に変化した場合の計算結果



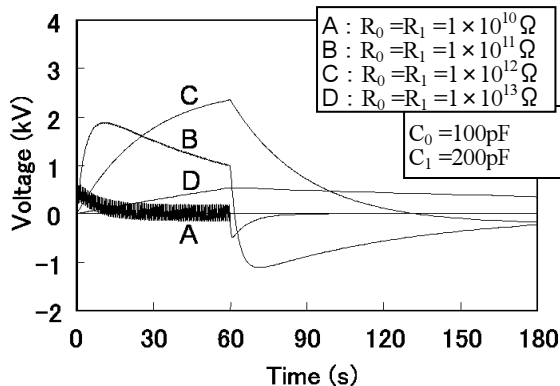
(a) R_1 を一定して、 R_0 を変化させた場合

(a) R_1 is constant and R_0 varies.



(b) R_0 を一定して、 R_1 を変化させた場合

(b) R_0 is constant and R_1 varies.



(c) R_0 と R_1 を同時に変化させた場合

(c) R_0 and R_1 vary similarly.

図9 計算結果の例

Fig. 9 Typical computations results.

である。図9(b)の場合と同様、 R_0 と R_1 の値が大きくなると人体電位の上昇が緩慢になり、一定の歩行時間内で比較した場合の到達し得る人体電位の最大値が低くなった。

R_0 と R_1 が $10^{10}\Omega$ のときのAのパターンでは、歩行中は人体電位がほとんど0Vであるが、歩行停止後に負の方向に大きくなるという図2(i), (k)の実測例に類似した特徴がみられた。ただし、図2の緩和時間から求めたこれらの履物のRの値は各々 $0.8 \times 10^{10}\Omega$ と $1.5 \times 10^{11}\Omega$ であり、後者の図2(k)の場合には必ずしも R_0 と R_1 の両方の値が小さいとは言えない。この回路モデルでは表わしていない別の要素を考慮する必要があると思われる。

4. まとめ

履物の種類を変えて歩行中の人体帯電電位を測定し、歩行停止後の減衰過程で人体電位が正から負に変化するという実測例を示した。そして、この帯電電位の符号の変化は、履物や床の影響を加味した等価回路によって説明できることを示した。さらに、実験結果に基づいて回路定数を決定し、計算によるシミュレーションを行ったところ、実測例にみられた負に変化する特徴などが再現された。

この研究では、履物や床の影響を加味した簡単な等価回路を用いて、歩行時にみられる人体電位の符号の変化の説明を試みたものである。実際の歩行帯電は人体を取り巻く周囲の物体も含めた多体間の分布定数的取り扱いを必要とする複雑な現象である。単なる等価回路の複雑化ではなく、実測値との対応に基づいた定量的な予測にも使える計算モデルに発展させることが今後の課題である。

参考文献

- 1) 小林勇人, 村崎憲雄, 藤林宏一, 松井満: 静電気学会講演論文集 '82, p.247, 静電気学会 (1982)
- 2) 静電気学会: 新版静電気ハンドブック, p.204-283, オーム社 (1998)
- 3) 斉藤洋: 応用物理, **32** (1963) 301
- 4) 田島泰幸, 児玉勉, 蒲池正之介, 三神幸男: 静電気学会講演論文集 '86, p.367, 静電気学会 (1986)
- 5) 萩本安昭, 渡邊憲道, 木下勝博: 静電気学会講演論文集 '93, p.407, 静電気学会 (1993)
- 6) 松尾義輝, 田島泰幸: 静電気学会講演論文集 '87, p.239, 静電気学会 (1987)
- 7) 篠崎薫, 森敏則: 電子情報通信学会春季全国大会講演論文集, p.1-280, 電子情報通信学会 (1988)
- 8) 五味弘, 稲葉仁, 吉田隆紀, 岡田孝夫: 第7回コンタミネーションコントロール研究大会予稿集, p.215, 日本空気清浄協会 (1988)
- 9) 小野雅司: 静電気学会誌, **15** (1991) 19
- 10) JIS L 1021 敷物試験方法 (1979)
- 11) D. Pirici, J. Rivenc, T. Lebey, D. Malec, A. Agneray, M. Cheaib: *Journal of Electrostatics*, **62** (2004) 167
- 12) 村崎憲雄: 静電気障害対策ハンドブック(上), p.11, マグロウヒル好学社 (1977)
- 13) 浅野和俊: 静電気学会誌, **5** (1981) 428