

歩行動作による人体の帯電特性

正員 藤原 修[†] 准員 岡崎 勝[†] 正員 阿座上 孝[†]

Electrification Properties of Human Body for Walking-Motion

Osamu FUJIWARA[†], *Member*, Masaru OKAZAKI[†], *Associate Member and*
Takashi AZAKAMI[†], *Member*

あらまし 高速・低電力のICを多用するデジタル電子機器は静電気放電(ESD)に対する耐性が弱く、この対策が重要な課題である。ESDは人体の歩行帯電に起因する場合が多いので、同現象の発生機構を解明することがESDの有効な予防策を講ずるのに役立つ。この観点から、本論文は、歩行帯電に基づく人体電位の実測波形から発生電荷を逆推定する測定法を提案し、足の上げ下げを歩行の基本動作として、これらの1回動作による人体電位と発生電荷の両方を繰り返し測定した。その結果、歩行の基本動作に伴う電位と電荷は800 ms以内で定常に達すること、その電位の大きさは700 V以下、電荷のそれは100 nC以下であること、人体容量は動作に応じて変化し、その値は200 pF前後で片足を上げると両足着地の場合よりも最高70%程度に減少すること、などがわかった。次に、短距離の連続歩行と足踏みによる人体電位を測定したところ、人体電位の歩調推移は両者の歩行で大きく異なること、すなわち、連続歩行では歩調と共に人体電位が負の方向へ増加し続けるのに対し、足踏みでは一定の大きさで振動し続けること、この特性は同一被験者に対する歩行の基本動作の帯電特性からおおむね説明できること、などがわかった。

1. ま え が き

近年、半導体デバイス技術の飛躍的な進歩でICの高集積化・低電力化が進み、これらを多用するデジタル電子機器は大幅に高性能および高機能化されるようになった。しかしながら、電子機器の電磁雑音に対する耐性は逆に劣化する一方で、この結果、オフィスやコンピュータールームなどにおいては電磁雑音による機器の誤動作が頻発している。殊に、静電気放電(electrostatic discharge: ESD)による機器障害は発生の予測が極めて困難で、高分子材料の使用拡大や空調設備の普及などが障害発生に拍車をかけ、問題を一層深刻にしている^{(1)~(3)}。同障害は人体の歩行に伴う帯電現象に起因する場合がほとんどで、対策手段を講じるための人体電位やそれに代わる人体容量の測定が一般に行われている^{(4)~(6)}。ところで、人体電位は人体容量に対する帯電電荷の比で与えられるが、これらの量は歩行動作や周囲環境に応じて著しく変わるとされるの

で、電位や容量の個別測定を通して人体電位の決定要因を探ることは極めて困難である。ESDの抜本的対策は有効な予防策にあり、それには歩行に伴う発生電荷の振舞いを動作との関係において定量的に把握することが先決と考える。

本論文は、歩行に伴う発生電荷の簡易な測定法を提案し、同測定法で歩行動作による人体の帯電特性を明らかにする。

2. 測 定 理 論

2.1 歩行の基本動作と測定法

本論文では人体の歩行動作を次の2種類の基本動作に分けて考える。

① アップ動作(up motion): 両足着地の状態から片足を床から垂直に上げる動作

② ダウン動作(down motion): 片足で立った状態から上げているほうの足を床へ垂直に下ろす動作

また、①、②の仕草については、通常歩行(4 km/h)に比べて意識的に動作を速くする場合を「高速動作」(fast)、遅くする場合を「低速動作」(slow)とし、例えば、「fast up/down」「slow up/down」のように動作

[†] 名古屋工業大学工学部電気情報工学科, 名古屋市
Faculty of Engineering, Nagoya Institute of Technology,
Nagoya-shi, 466 Japan

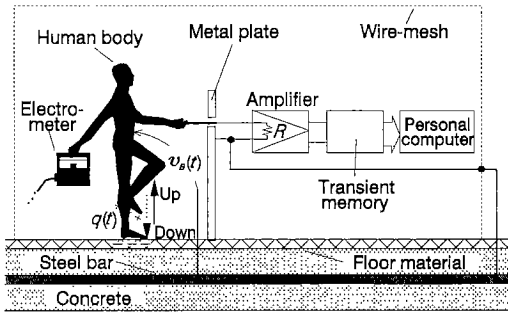


図1 歩行動作による帯電実験と装置構成

Fig. 1 Electrification experiment and setup for measuring the electrified human-body potential.

を規定する。図1は歩行の基本動作による人体電位を測定するための装置構成と実験状況を示す。歩行帯電による人体電位は市販の電位計(回転セクタ方式)あるいは増幅器を介して測定する(図では電位計と増幅器とで人体電位を同時測定しているように描かれているが、実際には別々に測定する)。前者による測定法をA測定(method A)、後者によるそれをB測定(method B)と呼ぶことにする。但し、すべての測定機器のアースは床下の鉄筋に接続し、ここを電位の基準(グラウンド)とする。なお、電位計の入力抵抗が床材の表面抵抗に比べて十分大きく、増幅器のそれは十分小さいものとすれば、A測定で人体のグラウンドに対する発生電位 $v_B(t)$ 、B測定では発生電荷 $q(t)$ をそれぞれ測定することができる(次節で原理を説明)。

2.2 帯電モデルと電荷推定

歩行動作による人体の帯電機構は定性的には次のように説明される。図1で片足を床材に接しながら、もう一方の足を床材をアップまたはダウンすると、靴と床材との界面は分離または接触によって靴裏に電荷 $q(t)$ が発生し、これが人体を誘導帯電させるので、グラウンドに対する人体電位 $v_B(t)$ が上昇する^{(1),(3)}。この状態を維持し続けると、人体の誘導電荷は電位計や増幅器ならびに着地側の靴から床材を通して徐々に漏れるので、 $v_B(t)$ は減少し始める。ここでは、人体から電位計へ漏れる電荷は床材を通しての漏れ電荷に比べて十分小さく、増幅器を通してのそれは十分に大きいものとする。また、A測定で発生電荷が床材を通して漏れる時定数は測定時間に比べてはるかに長いものとする。図2(a)は発生電荷 $q(t)$ と人体電位 $v_B(t)$ のモデル波形、同図(b)は測定回路の等価回路をそれぞれ示す。但し、同図の C_B はグラウンドと導体と見なした人体とで

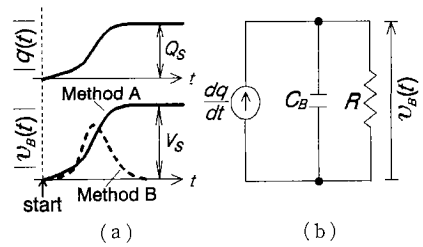


図2 発生電荷、人体電位のモデル波形(a)と測定回路の等価回路(b)

Fig. 2 (a) Model waveforms of occurrence charge and human-body potential and (b) equivalent circuit of measuring circuit.

形成される人体容量であり、 R は増幅器の入力抵抗である(電位計の場合は $R=\infty$)。発生電荷はアップ動作では靴裏と床材との両界面ではなく離れ、ダウン動作では接触の面積にそれぞれ並行して現れるものとすれば、1回の基本動作に伴う発生電荷の大きさは同図に示すように動作開始時から滑らかに上昇し、動作終了時点で定常値 Q_S に達するものとする。この結果、A測定による測定電位 $v_B(t)$ は人体容量を一定とすれば図中の実線のように発生電荷 $q(t)$ と同じように動作開始時から上昇して定常値 V_S に達する。B測定の場合は発生電荷が人体容量に蓄えられると共に増幅器を通して漏れるので、破線のように測定電位 $v_B(t)$ は動作開始時から上昇し始めピークに達した後は減衰して零にもどる。以上の $q(t)$ と $v_B(t)$ を説明するための等価回路が図(b)である。靴裏と床材との界面は $q(t)$ の時間変化を電流値とした電流源 dq/dt に置き換えている。図の等価回路から1回の歩行動作に伴う $q(t)$ は

$$q(t) = C_B v_B(t) + \frac{1}{R} \int_0^t v_B(\xi) d\xi \quad (1)$$

で与えられる。上式はA測定では $R=\infty$ としてよいので、 $q(t) = C_B v_B(t)$ となって第1項だけの式となる。それ故、 C_B が一定であれば $q(t)$ は $v_B(t)$ の測定波形に比例する。B測定では、 C_B が100-300 pFの範囲にある^{(6),(7)}ことから R が $10^6 \sim 10^7$ (本実験では $1.1 \times 10^7 \Omega$)であれば、動作の開始から数十ms以上の時間経過の後には式(1)は $q(t) = (1/R) \int_0^t v_B(\xi) d\xi$ となって第2項で支配され、その結果、 $q(t)$ は $v_B(t)$ の測定波形の積分値に比例する⁽⁸⁾。

3 実験

3.1 測定装置と手順

図1において、歩行の基本動作に基づく人体電位を

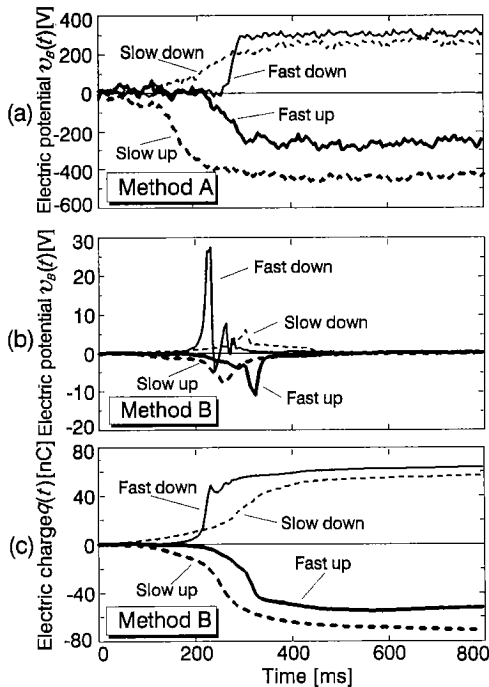


図3 A測定による人体電位の実測波形(a), B測定による人体電位の実測波形(b)と同波形から計算推定した発生電荷波形(c)

Fig. 3 (a)(b) Waveforms of human-body potentials measured with the method A and B and (c) calculated occurrence charges.

A, B測定で測定する。その際、歩行動作による発生電荷量が両測定法で大きく変わらなければ、A測定による人体電位とB測定で求めた発生電荷とから人体容量を求めることができるので、本実験においては同じ被験者で両測定を交互に繰り返して行う。毎回の電位測定は次のように行った。人体の初期帯電を除くために、被験者はアース線に手で触れて人体電位が零であることを電位計で確認した後、歩行動作に移る。但し、動作終了後の床面には靴裏の発生電荷とは逆極性の電荷が残留するので、これを除電ブラシ(導電性刷毛のコロナ放電を利用する自己放電式除電器)で毎回取り除く。人体電位は図中の電位計または増幅器の出力をトランジェントメモリでデジタルデータに変換した後、パーソナルコンピュータに取り込む。なお、被験者の靴は合成ゴム製で、実験室内の床材は塩化ビニール製である。また、電源線からの誘導ノイズを除去するために図に示すようなワイヤメッシュで囲まれたシールドルーム内で実験を行った。実験に際しての室内温度(22~24℃)と相対湿度(50~52%)は空調器によりでき

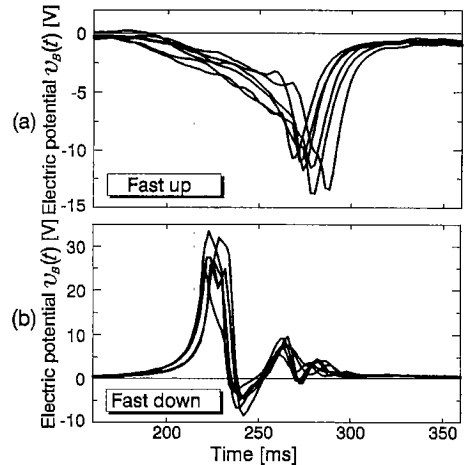


図4 人体電位を複数回実測した波形の重ね図

Fig. 4 Overlapped waveforms of the human-body potentials.

るだけ一定に保つようにした。

3.2 結果と考察

(1) 人体電位と発生電荷

図3はA測定による人体電位の実測波形(a), B測定による人体電位実測波形(b)とこれから計算推定した発生電荷波形(c)の一例を示す。図中の太線はアップ動作に伴う波形であり、細線はダウン動作の場合である。また、実線は動作を速く、破線はゆっくり行った場合を示す。図(a)から、人体電位はアップ動作で負極側、ダウン動作では正極側にそれぞれ発生していること、定常電位の大きさはアップの場合は低速動作のほうが大きく、ダウンでは高速動作のほうがやや大きいこと、などがわかる。図(b)の電位波形は図(a)のそれとは全く異なり、人体電位の大きさがアップの場合は動作開始時から徐々に増え始めてピークに達しているのに対し、ダウン動作ではピークに達した後はダンピングしていることがわかる。一方、図(b)の電位波形の積分値から求めた図(c)の電荷波形はいずれの動作においても図(a)の電位波形に類似していることがわかる。

図(b)の電位波形が動作で異なる理由は帯電機構の相違に基づくものと筆者らは考える。図4は高速動作による人体電位の実測波形(6回測定)を重ねて示す。これから、アップ/ダウン動作の帯電機構の相違は次のように推察できる。すなわち、アップ動作では足と床材との離面積が動作開始時から瞬間的に増加するのでなく段階的に増え、これに並行して電荷が現れる。結果として、人体電位の大きさは図4(a)に示すように

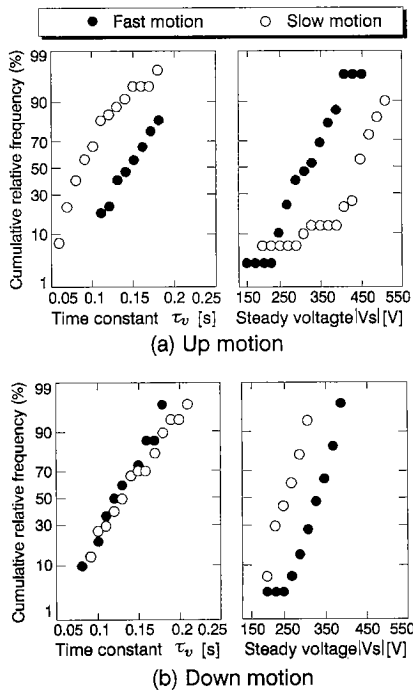


図5 人体電位波形の時定数と定常値の累積相対度数分布
Fig. 5 Cumulative relative frequencies of time constants and steady values of the human-body potentials.

動作開始時から緩やかに増加してからピークに達することになるであろう。一方、ダウン動作では接触面積は靴が床面へ着地してから増加し始めてピークに達するが、その後に靴のバウンスでアップ動作が加わり、結果として接触面積は減少と増加を繰り返す。従って、発生電荷は靴の床面への最初の着地でいったん増加するものの、バウンスにより逆極性の電荷が生ずるので全体の電荷量としては増減を繰り返すことになる。この結果、人体電位の大きさは図4(b)のように動作開始時から少し経って上昇した後、バウンスに応じてダンピングするものと推察できる。

(2) 基本動作の帯電特性

歩行の基本動作の帯電特性は人体電位と発生電荷の立上り時定数と定常値とで定量的に把握できる。ここでは、A測定による人体電位の立上り時定数を τ_v 、定常電位を V_s 、B測定による発生電荷の立上り時定数を τ_q 、定常電荷を Q_s として、これらの量を実測波形から求めた。但し、 V_s はA測定による実測電位の定常値から求めた。 $Q_s=q(\infty)$ はB測定による実測電位波形 $v_B(t)$ の無限積分で与えられるが、これは次のように求

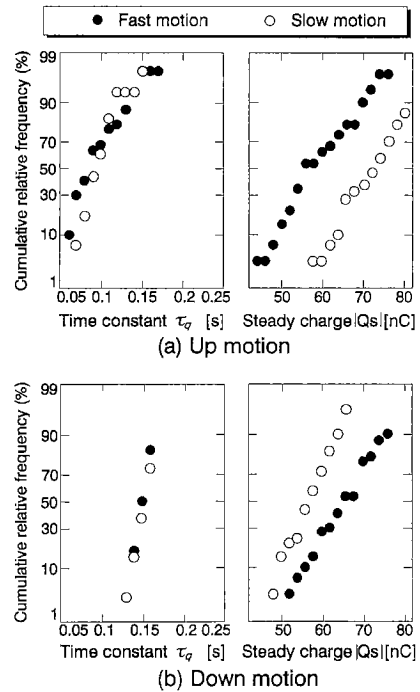


図6 発生電荷波形の時定数と定常値の累積相対度数分布
Fig. 6 Cumulative relative frequencies of time constants and steady values of the occurrence charges.

めた。 $v_B(t)$ は0から始まって0に減衰するので、波形の継続時間を T_d とすれば Q_s は $Q_s \doteq (1/R) \int_0^{T_d} v_B(\xi) d\xi$ という近似式で計算することができる。 $v_B(t)$ の継続時間 T_d は図4にも示すように約200msであるが、ここでは、 $T_d=800$ msとして Q_s を求めた。 τ_v と τ_q については、 $v_B(t)/V_s$ または $q(t)/Q_s$ を $t \geq t_0$ (初期時刻)の範囲において関数 $[1 - \exp\{-(t-t_0)/\tau\}]$ (τ は τ_v または τ_q)で近似し、これを実測波形にフィッティングさせて推定した。図5はA測定によるアップまたはダウン動作を各30回繰り返したときの電位波形の立上り時定数 τ_v 、定常値 $|V_s|$ の累積相対度数分布を正規確率紙上で示す。図6はB測定による電荷の立上り時定数 τ_q と定常値 $|Q_s|$ の累積相対度数分布を示す(動作回数は図5の場合と同じく30回である)。図中の●はいずれも高速動作、○は低速動作の場合である。図から、電位と電荷の定常値はアップの場合は低速動作のほうが大きく、ダウンでは小さくなっており、いずれの動作でも定常値の速度依存性は同じであることがわかる。立上り時定数はダウンのときは電位と電荷とも動作の仕草にはあまり関係なく、速度依存性は同

表1 歩行の基本動作による帯電特性

動作	A 測定		B 測定		$C_s = \frac{Q_s(\text{平均値})}{V_s(\text{平均値})} [\text{pF}]$ 平均値
	$\tau_v [\text{ms}]$	$V_s [\text{V}]$ 平均値±標準偏差	$\tau_q [\text{ms}]$	$Q_s [\text{nC}]$	
高速アップ	148±30	-299±68	92±29	-58.5±8.2	196
低速アップ	96±31	-413±74	97±20	-72.0±6.6	174
高速ダウン	125±31	311±40	149±10	65.4±6.8	210
低速ダウン	133±37	233±37	154±11	57.1±5.1	245

じである。しかしながら、アップのときは τ_v が高速動作のほうが長くなっているのに対し、 τ_q は動作の仕草にはほとんど無関係となっており、この場合の速度依存性は電位と電荷とで逆の傾向を示す。

表1は歩行の基本動作による帯電特性を示す。これは、 τ_v と V_s 、 τ_q と Q_s がいずれも正規分布に大略従うものとし、これらの統計的性質を平均値(mean)と標準偏差(standard deviation: SD)とで表したものである。表から、 τ_v と τ_q は(mean±3×SD)の範囲で考えればいずれの動作においても τ_v のほうが τ_q より大きく、その範囲はアップ動作で3~238 ms, ダウン動作で22~244 msである。結局、立上り時定数は高々250 msであり、電位と電荷が定常値に達する時間としては750 ms(=時定数×3)を越えることはないと判断できる。このことは、通常の歩行状態(4 km/h)では靴が床を離れてから着地する間(600~800 ms)に靴裏の発生電荷はほぼ定常に達することを意味する。同様に、 V_s と Q_s についても(mean±3×SD)の範囲を考えると、 V_s はアップ動作で-95~-635 V, ダウン動作では122~431 Vであり、 Q_s はアップ動作で-34~-92 nC, ダウン動作では45~86 nCである。人体容量を定常電位の平均値に対する定常電荷のその比で求めると、例えば、高速(低速)動作においてはアップで196(174)pF, ダウンでは210(245)pFとなっており、アップ動作の容量値はダウンの場合より93(71)%ほど減少していることがわかる。また、これらの容量値は人体容量の従来の測定結果(100~300 pF^{(4)~(7)})の範囲に入っており、発生電荷がB測定で正しく測定されていることを間接的に裏付けるものである。

(3) 人体電位の歩調推移

連続歩行の帯電特性を調べるために、①床面上をまっすぐに歩く(「連続歩行」(walking)と呼ぶ)、②床面上で足踏みする(「足踏み」(stepping)), という2種類の歩行動作を対象として人体電位を測定した。図7は連続歩行または足踏みによる人体電位の測定法と実験状

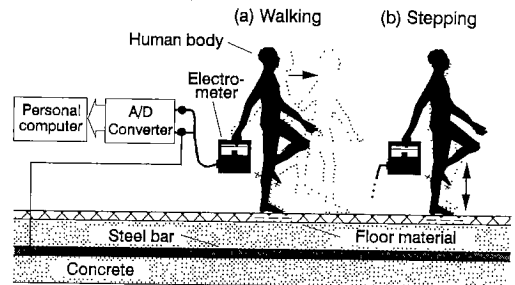


図7 連続歩行または足踏みに伴う人体電位の測定法と実験状況

Fig. 7 Experimental situation and setup for measuring the human-body potential electrified by the continuous walking or stepping.

況を示す。被験者の靴および床材は基本歩行の場合と同一である。電位計の振れが零であることを確認した後、歩行に移る。毎回の歩調はできるだけ一定(600~800 ms/step)となるようにメトロノームで合わせた。なお、電位計の出力はA-Dコンバータでデジタルデータに変換した後、これをパーソナルコンピュータへDMA(direct memory access)転送し、フロッピーディスクに取り込む。図8は短距離の歩行に伴う人体電位波形の実測例を示す(被験者は図3のそれと同じ)。図上には左足の上げ下げのタイミングをそれぞれ↑と↓で示している(左足の↓↑の期間に右足の↑↓が入っているが、これを省略している)。図中の実線は連続歩行の場合の電位波形、破線は足踏みの場合のそれである。図から、連続歩行では歩行と共に電位が大きく揺らぎながら負の方向へ増大しているのに対し、足踏みの場合はほぼ一定の大きさの振動を繰り返していることがわかる。電位波形の振動周期は歩調にほぼ対応しており、電位の大きさは左または右足の↑↓の間で増加し、左足の↓から右足の↑またはその逆の間で減少している。これらの結果は同一被験者に対する歩行の基本動作の帯電特性を用いれば次のように説明できよう⁽⁹⁾。例えば、歩行動作として高速アップと低速ダウン

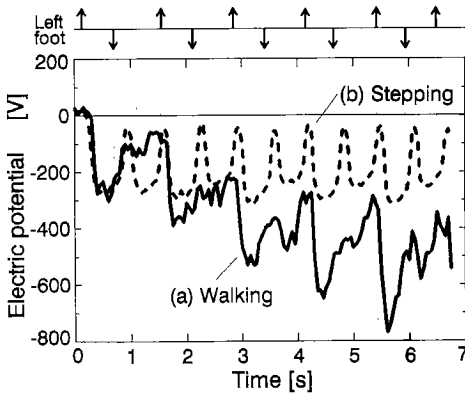


図8 連続歩行と足踏みによる人体電位波形の実測例
Fig. 8 Measured waveforms of human-body potentials for the continuous walking and stepping.

の組合せを考えると、表1からアップのほうが電荷の発生量が多く、人体電位（絶対値）も高い（むしろ、別の被験者によっては逆の場合もあり得る）。従って、連続歩行では毎回の靴の着地床面が無帯電の状態にあるので、靴裏の発生電荷は歩調と共に負極側へ増加し、結果として人体電位の大きさは歩行と共に増大していくのであろう。一方、足踏みでは着地床面に靴裏と逆極性の電荷が残留しているので、それらの電荷が互いに打ち消し合い、毎回の発生電荷は歩調と合わせて一定の大きさで振動するようになる。この結果、人体電位は一定の大きさで振動するのであろう。

次に、連続歩行に伴う人体電位を歩行の基本動作の帯電特性から予測することを試みる。基本動作のアップまたはダウンによる人体電位はステップ的に現れるものとし、これらをそれぞれ V_u 、 V_d とする。歩行に際して足をアップしてからダウンするまでの時間間隔は左右とも同じとし、これを T とする。また、左足ダウンから右足アップまたはその逆の期間も同じとし、これを ΔT とする。人体電位を $v_B(t)$ とし、両足着地の状態から時刻 $t=0$ で左足から歩行を開始するものとするときは、 $v_B(t)$ は

$$\begin{aligned} v_B(t) = & V_u^{(L)}u(t) + V_d^{(L)}u(t-T) \\ & + V_u^{(R)}u(t-T-\Delta T) + V_d^{(R)}u(t-2T \\ & -\Delta T) + V_u^{(L)}u(t-2T-2\Delta T) \\ & + V_d^{(L)}u(t-3T-2\Delta T) + \dots \end{aligned} \quad (2)$$

で与えられる。ここに、 $V_u^{(L)}$ と $V_d^{(L)}$ は左足のアップとダウンによる人体電位であり、 $V_u^{(R)}$ と $V_d^{(R)}$ は右足のそれらである。また、 $u(t)$ は単位ステップ関数である。 $k(k=1,2,3,\dots)$ 歩目の人体電位を V_k として、こ

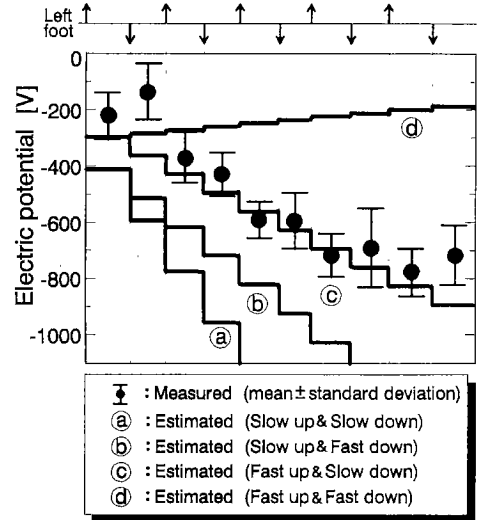


図9 連続歩行による人体電位の歩調推移
Fig. 9 Pace-transitions of the human-body potentials for the continuous walking.

れを式(2)から求めると、

$$\begin{aligned} V_1 &= V_u^{(L)} \\ V_{2k} &= V_{2k-1} + V_d^{(L)} + V_u^{(R)} \\ V_{2k+1} &= V_{2k} + V_d^{(R)} + V_u^{(L)} \end{aligned} \quad (3)$$

となる。式(3)を用いた推定値と連続歩行の場合の実測値とを比較した。この結果を図9に示す。図中の●は毎回の足の上げ下げの期間で生ずる人体電位の大きさ（最大値）を10回測定の平均値で示している。実線は式(3)による人体電位の推定値である。但し、式(3)の計算に際しては、連続歩行を基本動作の、(a)低速アップと低速ダウン、(b)低速アップと高速ダウン、(c)高速アップと低速ダウン、(d)高速アップと高速ダウンという4種類の組合せで表し、各動作で生ずる人体電位は $V_{u,d}^{(L)} = V_{u,d}^{(R)} = V_s$ (表1の動作の仕草に相当する平均値を使用) とした。図から、連続歩行の実測電位は高速アップと低速ダウンを組み合わせた式(3)による推定値とよく一致していることがわかる。このことは、被験者に対する歩行の基本動作の帯電特性を知れば短距離の連続歩行に伴う人体電位がおおむね予測できることを意味するものである。

4. む す び

高速・低電力のICを多用する情報機器ほどESDに対する耐性は小さい。この結果、機器システムの誤動作が不測に頻発し、システム全体の性能を劣化させる。

ESD は歩行に伴う人体の帯電現象が主因とされるので、歩行による帯電機構を解明することは ESD の抜本的な予防策を講ずるのに大いに役立つ。この観点から、本論文では、足の上げ下げを歩行の基本動作として、これらの動作による発生電荷の簡易な測定法を提案し、人体の電位と電荷の両方を測定することで歩行動作の帯電特性を明らかにできた。また、連続歩行と足踏みによる人体電位を測定し、人体電位の歩調推移が両者の歩行で大きく異なること、この相違は同一被験者に対する歩行の基本動作の帯電特性から説明できること、連続歩行に伴う人体電位は短距離であれば歩調との関係で大略予測できること、などがわかった。

今後の検討課題は、人体容量を動作との関係において動的に測定すること、カーペットなどの種々の敷物上で歩行動作による帯電特性を履き物を変えて調べること、長距離歩行に伴う人体電位を測定し、この場合の帯電機構を解明すること、などである。

文 献

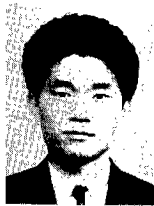
- (1) Boxleitner W. : "How to defeat electrostatic discharge", IEEE Spectrum, 26, 8, pp. 36-40 (Aug. 1989).
- (2) 本田昌実 : "ESD の脅威はあるか", 静電気学会誌, 9, 1, pp. 17-19 (1985-01).
- (3) Greason W. D. and Casle G. S. P. : "The Effects of Electrostatic Discharge on Microelectronic Devices — A Review", IEEE Trans. Ind. Appl., IA-20, 2, pp. 247-252 (March/April 1984).
- (4) 篠崎 薫, 森 敏則 : "床抵抗と人体帯電電位に関する一考察", 昭 63 信学総全大, B-280.
- (5) Greason W. D. : "Review of the Effect of Electrostatic Discharge and Protection Techniques for Electronic Systems", IEEE Trans. Ind. Appl., IA-23, 2, pp. 205-216 (March/April 1987).
- (6) Mineev A. N. and Zhuravlev V. S. : "Electric capacitance of the human body in static and dynamic states", Electric Technology, USSR, 4, pp. 24-31 (1977).
- (7) ノイズ対策最新技術編集委員会編 : "ノイズ対策最新技術", pp. 343-344, 総合技術出版 (1986-10).
- (8) Fujiwara O., Okazaki M. and Azakami T. : "Electrification properties of human body by walking", Trans. IEICE Japan, E73, 6, pp. 876-878 (June 1990).
- (9) 岡崎 勝, 藤原 修, 阿座上 孝 : "歩行動作による人体の帯電特性(II)", 信学技報, EMCJ90-66 (1990-11).

(平成 3 年 1 月 8 日受付, 4 月 8 日再受付)



藤原 修

昭 46 名工大・工・電子卒, 昭 48 名大大学院修士課程了, 同年(株)日立製作所中央研究所入所, 昭 51 同所退職, 昭 55 名大大学院博士課程了, 名大・工・助手, 講師を経て, 現在, 名工大・工・電気情報助教授, 人工雑音, マイクロ波生体効果などの環境電磁工学に関する研究に従事。工博, 電気学会, IEEE 各会員。



岡崎 勝

平 2 名工大・工・電気情報卒, 現在, 同大学院博士前期課程在学中。環境電磁工学に関する研究に従事。



阿座上 孝

昭 34 阪大大学院博士(通信)課程単位取得, 同年同大助手, 昭 39 奈良高専・助教授, 教授を経て, 昭 45 名工大・工・電子・教授, 昭 60 改組により電気情報工学科(情報通信講座), 昭 57 メキシコ工科大学客員教授, 工博, マイクロ波, ミリ波ならびにレーザー光領域における伝送系, 回路系および応用に関する研究に従事。近年, 環境電磁工学および衛星通信工学分野にも関心をもち, 研究を行っている。昭 43 米国, 昭 50 欧州, 昭 57 メキシコ, 昭 62 中国に出張。著書「電波工学」(共著), 「マイクロ波工学」(共著), 「レーザー工学」(共著)など, IEEE, テレビジョン学会, 応用物理学会, 日本 ME 学会, レーザ学会各会員。