人体帯電電位を決定づける靴の電気定数の特性測定

正員 藤原 修 (名古屋工大)

学生員 竹下 裕章 (名古屋工大)

Measurement of Electrical Properties of Shoes Determining Charged Human Body Potential

Osamu Fujiwara, Member, Hiroaki Takeshita, Student Member (Nagoya Institute of Technology)

Serious failure of the latest high-tec equipment occurs easily due to electrostatic discharge (ESD), which is known to be often caused by electrification phenomena of human-body walking on the floor. On the one hand, it has widely been accepted that the ESD is difficult to happen in the high humidity environment, on the other hand this mechanism is not well understood. In order to study the electrical factors that govern the walking electrification in the high humidity environment, we measured electrical parameters (capacitance: C_s , resistance: R_s) of the commercially available shoes having synthetic rubber soles that determine the potential of the human body walking on a metal plate. As a result, we found that an equation of " $C_s R_s = \text{constant}$ " holds regardless of the humidity and the power number ξ for the rubber sole shoes falls in the range from 3 to 5, which can theoretically be explained from moisture absorption properties of the dielectric material.

キーワード：静電気放電，人体帯電電位，靴，電気定数，吸湿特性

1. ま え が き

情報機器の高性能化と爆発的な普及に伴い、電磁ノイズによる機器の誤動作問題がクローズアップされている⁽¹⁾。ことに、静電気放電 (Electrostatic discharge; ESD) で生ずる過渡的な電磁雑音は、ハイテク機器に深刻な電磁障害を引き起こし、高度エレクトロニクス化をはばむ脅威となっている⁽²⁾⁽⁶⁾。この ESD の主要因の一つに人体の帯電現象が知られている。例えば、オフィスビル内での高分子床材上の歩行や椅子からの立上りなどで人体が高電位に帯電し、情報機器に触れることで ESD が発生し、これによって機器障害が引き起こされる。しかしながら、ESD 源となる肝心の人体電位の発生や減衰機構についてはまだ不明の部分が多い。著者らはさきに、床材上の人体電位減衰過程を人体容量や靴・床材料の電気定数との関係において解明した⁽⁷⁾。更に、低抵抗床材として使用される金属板上での人体電位の上昇過程や減衰過程および連続歩行の帯電機構についても明らかにした⁽⁸⁾⁽⁹⁾。一方、高湿度の環境下では歩行動作における人体電位は一般には上昇しにくいことが認識されているが、それを決定づける要因は明確でない。

本論文は、金属板上で歩行動作時の人体帯電電位を左右する靴の電気定数 (容量: C_s , 抵抗: R_s) を測定し、湿

度には無関係に「 $C_s R_s = \text{一定}$ 」が成り立つこと、合成ゴム底靴では $\xi = 3 \sim 5$ であることを示す。

2. 測 定 法

靴の電気定数の測定法⁽⁸⁾を図1に示す。金属板上で男子の被験者 (23歳, 身長: 177 cm, 体重: 65 kg) を図1(a)に示すように高抵抗 (10 M Ω) とリードスイッチを介した高電圧源で $V_{so}(=500 \text{ V})$ に充電する。次に、リードスイッチで時刻 $t=0$ において電源をオフしたときの人体電位 $v_B(t)$ を、図1(b)の左図に示す緩衝増幅器 (入力抵抗: $R_i=10.26 \text{ M}\Omega$, 入力容量: $C_i=19.6 \text{ pF}$, 以下は単に増幅器と呼ぶ) または同右図の回転セクタ型電位計 (入力容量は $C_m=18.0 \text{ pF}$ で測定法は後述, 以下は電位計と呼ぶ) で測定すれば、前者の電位減衰特性から靴の容量, 後者のそれから靴の抵抗を求めることができる。なお、前者の増幅器は正しくは高電位の人体電位を A/D コンバータへ導くための電圧減衰器であるが、ここでは増幅器と呼ぶことにする。また、増幅器の入力抵抗 R_i と入力容量 C_i とはインピーダンス計 (LCR メータ, 測定周波数: 120 Hz, 測定精度: $\pm 0.5\%$) で実測した。

いま、被験者の人体容量を $C_B (=120.6 \text{ pF})$ 、測定法は後述、靴容量と靴抵抗をそれぞれ C_s , R_s とすれば、上述した各測定法の等価回路は図1(b)に対応して(c)図のよ

図 1 測定法(a), (b)と等価回路(c)
Fig. 1. (a), (b) Measurement methods and (c) equivalent circuits.

うに表される。ただし、靴の電気定数は左右とも等しいとして等価回路を描いている。靴容量 C_s については、増幅器の入力抵抗 R_i が靴抵抗 R_s に比べて十分小さいものとするれば、(c)図から人体電位は

$$\frac{v_B(t)}{V_{B0}} \approx \exp \left[-\frac{t}{(C_i + C_B + 2C_s)R_i} \right] \dots\dots\dots (1)$$

と表される。それゆえに C_i , C_B , R_i があらかじめ既知であるならば、この減衰特性から C_s が求められる。靴抵抗 R_s については、 C_s を得れば(c)図右図から人体電位が

$$\frac{v_B(t)}{V_{B0}} = \exp \left[-\frac{t}{(C_m + C_B + 2C_s)R_s/2} \right] \dots\dots\dots (2)$$

となるので、 C_m , C_B があらかじめ既知であるならば、これから R_s が求められる。ただし、人体容量 C_B ($=120.6$ pF) と電位計の入力容量 C_m ($=18.0$ pF) は文献(8)を参考にして、次のように求めた。人体容量の測定に際しては、金属板上で靴と同形状の発泡スチロール(厚さ: 2

cm, 面積: 26.7 cm^2) の上に被験者を裸足で直立させる。発泡スチロールは空気とほぼ同じ誘電率をもつので、この場合の被験者は金属板上で靴の厚さだけ空中に浮いた格好となる。それゆえに、この状況にある被験者の電位を増幅器で測定し、同減衰特性から C_B を求めた。電位計の入力容量は、 C_B を得た後に電位計を片手に持った被験者の増幅器を介した電位減衰特性から求めた。

表1は測定に用いた靴と寸法諸元を示す。靴は市販の合成ゴム底のものを8種類用意し、これらの電気定数の測定を20の異なる湿度環境下(相対湿度: 61.4~86.9%, 温度: 23.7~28.4°C)で行った。ただし、これらの湿度環境は人工的に制御して実現したわけではない。晴天や雨天の時期を見計らって数多くの実験を行い、湿度の大きく異なる測定環境下での実測データを集めた。実験ごとに人体容量 C_B , 増幅器の入力抵抗 R_i と入力容量 C_i , 電位計の入力容量 C_m を測定したが、これらは湿度の影響をほとんど

表 1 測定に用いた靴とその寸法諸元
Table 1. Shoes used for measurement and their dimension.

ベンダー	靴サイズ	$L(\text{cm})$	靴面積 $S(\text{cm}^2)$	靴底厚 $D(\text{cm})$
#1	29.5	24.5	1.9	
#2	27.8	21.1	1.6	
#3	28.5	21.7	1.7	
#4	29.7	26.7	2.9	
#5	27.9	20.3	1.9	
#6	28.3	20.9	2.3	
#7	28.6	20.7	1.3	
#8	28.8	22.5	2.0

受けなかった。また、増幅器による測定においては A/D コンバータのサンプリング周波数を 100 kHz、測定時間を 0.1 s とし、電位計による測定ではサンプリング周波数は 2.5 kHz、測定時間は 250 s (約 4 分) とした。また、電位測定に際しては、金属板をグラウンドとし、測定機器のアースをこれに接続した。

3. 実験結果と考察

図 2 は、20 の異なる湿度環境下において靴 #1 を履いた被験者の電位減衰特性を測定した例を示す。(a) 図は靴容量を求めるために増幅器を介して測定した電位減衰特性であり、(b) 図は靴抵抗を求めるための電位計による測定例である。ただし、縦軸は初期電位 V_{B0} で規格化した人体電位を対数目盛で表している。図から、同じ靴でも湿度の上昇とともに電位減衰の時定数が (a) 図では延び、(b) 図では大幅に短くなっていることがわかる。このことは、湿度が上昇すると靴容量 C_s は増加し、靴抵抗 R_s は大きく減少することを意味する。また、いずれの測定値も $0.1 \leq v_B(t)/V_{B0} \leq 1$ ではおおむね直線上に乗っているため、(1)、(2) 式を最小 2 乗法で測定値に当てはめることによって種々の湿度環境下における C_s と R_s が推定できることがわかる。

こうして求めた靴の C_s および R_s の相対湿度依存性を図 3 に示す。図から、靴の容量値と抵抗値はそれぞれ 7~276 pF、 $4 \times 10^{(8-12)} \Omega$ の範囲にあること、どの靴においても 60~90% の湿度変化に対して靴容量は確かに増加しているが、その程度はただか 2 倍であること、しかしながら靴抵抗は大きく減少し、その程度は 1/10 倍であり、湿度に対して容量値よりも抵抗値のほうが大きく変化していること、などがわかる。図 4 は、20 の異なる湿度環境

(a) 靴容量を求めるための人体電位減衰特性
(b) 靴抵抗を求めるための人体電位減衰特性

図 2 人体電位減衰特性の測定例
Fig. 2. Measured human-body potentials.

図 3 靴容量(a)と靴抵抗(b)の相対湿度依存性
Fig. 3. Dependence of (a) shoe capacitance and (b) shoe resistance on relative humidity.

下で測定した靴抵抗 R_s と靴容量 C_s との定量関係を両対数グラフで示す。図中の各直線は最小 2 乗法で実測データに当てはめた「 $C_s R_s = \text{一定}$ 」を表す直線であり、各靴に

図 4 靴抵抗と靴容量との定量関係
Fig. 4. Quantitative relationship between shoe resistance and shoe capacitance.

表 2 実測データに当てはめた「 $C_s^\xi R_s = \text{一定}$ 」のべき数 ξ と相関係数 γ
Table 2. Power number ξ and correlation coefficient γ of “ $C_s^\xi R_s = \text{constant}$ ” that explains the measured data.

ベンダー	べき数 ξ	相関係数 γ
#1	5.4	-0.53
#2	3.4	-0.92
#3	1.7	-0.48
#4	4.5	-0.79
#5	3.1	-0.63
#6	2.7	-0.89
#7	2.8	-0.87
#8	3.1	-0.88

対するべき数 ξ と相関係数 γ は表 2 にまとめて示す。表 2 によると、shoes #1, Shoes #3, shoes #5 を除く他の靴の相関係数はいずれもほぼ 80% を超えていること、この場合のべき数 ξ 値は 2.7~4.5 の範囲にあること、などが知られる。なお、(a) 図の粗い網掛け部分の傾きは「 $C_s^5 R_s = \text{一定}$ 」を表し、細かい網掛けと (b) 図の網掛け部分の傾きは「 $C_s^3 R_s = \text{一定}$ 」を表している。図 4 から、種々の湿度環境において、ほとんどの靴の電気定数が「 $C_s^{(3 \sim 5)} R_s = \text{一定}$ 」の直線に沿っておおよそ並んでいることが読み取れる。但し、この関係式の右辺は各靴（したがって、製造業者）ごとに異なった値を示している。

表 3 靴底用合成ゴムの比誘電率と体積抵抗率および β/α

Table 3 Relative permittivity, volume resistivity and β/α of synthetic rubber material used for shoe sole.

材質	比誘電率 ϵ_s	体積抵抗率 $\rho_s [\Omega \cdot \text{m}]$	β/α
ポリイソプレン	3~4	10^{13}	6.3~6.9
クロロプレンゴム	6~8	$10^8 \sim 10$	3.5~6.0
ブタジエン-スチレン共重合ゴム	3~7	$10^{12} \sim 13$	5.6~8.5
ブチルゴム	3~4	$10^{13} \sim 14$	6.3~7.7
エチレン-プロピレンゴム	3~4	$10^{13} \sim 14$	6.3~7.7

(水の比誘電率: $\epsilon_w = 81$, 水の体積抵抗率: $\rho_w = 10 [\Omega \cdot \text{m}]$)

この結果は次のような機構で生じたものと推察する。水の比誘電率 (81) が合成ゴムの比誘電率 (3~8) に比べて十分大きく、水の抵抗率 ($10^4 \Omega \cdot \text{m}$) が合成ゴムの抵抗率 ($10^8 \sim 14 \Omega \cdot \text{m}$) に比べて極めて小さいことを考慮し、本論文では湿度変化に対する靴の電気定数が靴底材質の吸湿特性に支配されるものと仮定する。なお、一般に合成ゴムのような絶縁物の抵抗値は体積抵抗と表面抵抗に支配されるが、靴のような構造に対しては足裏接触面と靴底の金属板接触面との間の抵抗値に表面抵抗がどれほど寄与するかは不明であるので、ここでは体積抵抗だけを考察の対象とする。また、合成ゴムの比誘電率や抵抗率の温度依存性も存在するが、測定環境の温度変化に対しては、吸湿による電気定数値のほうが遥かに大きく変わるので、本論文では温度変化による影響は考えない。さて、一般に合成ゴムを含む誘電体の含水率は周囲環境の湿度に応じて変化するので、これを m ($0 \leq m \leq 1$) とし、そのときの誘電体の容量値を $C_s(m)$ 、抵抗値を $R_s(m)$ とすれば、両者の湿度依存性に関しては

$$C_s(m) = C_s(0) \exp(am) \dots\dots\dots (3)$$

$$R_s(m) = R_s(0) \exp(-\beta m) \dots\dots\dots (4)$$

という実験式⁽¹⁰⁾が知られている〔但し、(4) 式は含水率 m が数% 以内の範囲で成り立つとされるが、この範囲を大きく超えた含水率 m に対して適用できる抵抗値の実験式はまだ見いだされていない〕。ここに、 α , β は材質や形状によって決まる定数である。(3), (4) 式から m を消去すれば、 $C_s(m)$ と $R_s(m)$ との間には

$$C_s(m)^{\beta/\alpha} R_s(m) = C_s(0)^{\beta/\alpha} R_s(0) \dots\dots\dots (5)$$

という関係式が成り立つ。この式の左辺は誘電体固有の定数であり、湿度には無関係である。靴容量のべき数 β/α については、次のように考える。(4) 式が $m=0 \sim 1$ の範囲で成り立つものと仮定し、 $m=1$ (含水率: 100%) のときは靴底材質の電気定数が水の電気定数と等しくなるものとする。そのとき、(3), (4) 式より

$$C_s(1) = C_s(0) \exp(a) = \frac{\epsilon_w}{\epsilon_s} C_s(0) \dots\dots\dots (6)$$

$$R_s(1) = R_s(0) \exp(-\beta) = \frac{\rho_w}{\rho_s} R_s(0) \dots\dots\dots (7)$$

となる。ここで、 ϵ_s , ρ_s は $m=0$ (含水率: 0%) とした誘電体そのものの比誘電率および体積抵抗率であり、

$\epsilon_w (=81)$, $\rho_w (=10^4 \Omega \cdot m)$ は水の比誘電率および体積抵抗率である。(6), (7)式から, (5)式における $C_s(m)$ の β/α は

$$\frac{\beta}{\alpha} = -\frac{\ln(\rho_w/\rho_s)}{\ln(\epsilon_w/\epsilon_s)} \dots\dots\dots (8)$$

で与えられる。実験に用いた靴底材質は特定できなかったため, 文献(11)にある各種合成ゴムの比誘電率および体積抵抗率から, β/α の数値を求めた。この結果を表3に示す。表から, 合成ゴム材質の容量 C_s と抵抗 R_s との間には, どの湿度環境下でも「 $C_s^{3.5 \sim 8.5} R_s = \text{一定}$ 」という関係式が成り立つことがわかる。この結果は表2のべき数値の妥当性を裏付けるものと考えられる。

4. む す び

一般に高湿度環境下においては人体は帯電しにくいとされるが, これを決定づける要因は明確でない。本論文では, 金属板上での歩行人体電位を支配する靴容量 C_s と靴抵抗 R_s とを測定し, 湿度の異なる測定環境では靴底の材質や形状によらず「 $C_s R_s = \text{一定}$ 」をほぼ満たすこと, 合成ゴム底靴では $\xi = 3 \sim 5$ であること, などを見いだした。これらの関係式の成立根拠は靴底材質の吸湿特性から理論的に説明できた。なお, 本論文で得た「 $C_s R_s = \text{一定}$ 」の関係式は, 湿度環境に対する人体の帯電特性を靴の電気定数の変化として取り扱うことを可能とするものである。

今後の課題は, 歩行人体や移動機材の帯電電位を左右する床材質において, 吸湿特性を考慮した電気定数値の間で成り立つ定量関係を明らかにすることである。

(平成9年4月3日受付, 同9年8月7日再受付)

文 献

- (1) 例えば, 伊藤健一: 「ノイズ対策技術の動向」, 電学論C, 115, 512~516 (平7-4)
- (2) 本田昌實: 「金属物体で発生する静電気放電(ESD)の脅威」, 信学誌, 78, 849~850 (平7-9)
- (3) 藤原 修: 「ESD現象をとらえるソースモデルと界特性」, 同上, 78, 851~852 (平7-9)

- (4) W. D. Greason: "Indirect effect of ESD: modeling and measurement", Proc. 11th Int. Zurich Symposium Tech. and Exh. on EMC, 116R1, 613~618 (1995)
- (5) T. Honda: "Fundamental aspects of ESD phenomena and its measurement techniques", IEICE Trans. Commun., E79-B, No. 4, 457~461 (1996)
- (6) O. Fujiwara: "An Analytical Approach to Model Indirect Effect Caused by Electrostatic Discharge", *ibid.*, E79-B, No. 4, 483~489 (1996)
- (7) O. Fujiwara & H. Endoh: "Computation of potential attenuation process for charged human body using numerical inverse Laplace transform", *ibid.*, E78-B, No. 2, 188~192 (1995)
- (8) 三浦 進・岡崎 勝・藤原 修・阿座上孝: 「連続歩行に伴う人体電位の特性測定」, 信学技報, EMCJ 91-18 (平3-6)
- (9) 三浦 進・岡崎 勝・藤原 修: 「金属板上の足踏みに伴う人体帯電電位の測定」, 信学論C, C-II, 156~158 (平5-4)
- (10) 高分子学会 高分子と吸湿委員会: 材料と水分ハンドブック, pp. 584~631 (昭43) 共立出版
- (11) 電気絶縁材料便覧編集委員会: 電気絶縁材料便覧, pp. 354~408 (昭40) 日刊工業新聞社

藤 原 修 (正員) 1948年8月11日生。1971年名古屋工業大学工学部電子工学科卒業。1973年名古屋大学大学院修士課程修了。同年(株)日立製作所中央研究所入所。1976年同所退職。1980年名古屋大学大学院工学研究科博士後期課程修了。名古屋大学工学部助手, 講師を経て, 1985年名古屋工業大学工学部助教授。現在, 同教授。1991~92年スイス連邦工科大学客員教授。工学博士。放電雑音, 生体電磁環境, 環境電磁工学に関する研究に従事。電子情報通信学会, IEEE 会員。

竹 下 裕 章 (学生員) 1973年1月15日生。1995年名古屋工業大学工学部電気情報工学科卒業。現在, 同大学大学院博士前期課程在学。(株)リンナイ勤務。在学中, 環境電磁工学に関する研究に従事。