

前方歩行運動と後方歩行運動の際に誘起される静電誘導電流波形の比較

Comparison of Electrostatic Induction Waveform Generated due to Forwards and Backwards Walking Motions

○ 栗田耕一 武久尚矢（近畿大）

Koichi KURITA, Naoya TAKEHISA, Kindai University

Abstract: In this study, an effective noncontact technique for the detection of human walking signal is proposed. The technique is based on detecting the electrostatic induction current generated by the forward and backward walking motion under non-contact and non-attached conditions. The continuous wavelet transform is used to analyze how the frequency content of a walking signal changes over time. The results show that detailed information regarding the difference between the forward and backward walking can be obtained using our proposed technique.

Key Words: Forward Walking, Backward Walking, Electrostatic Induction Current, Wavelet Transform

1. 緒言

人は足踏みや歩行動作等により人体電位変動が生じることは古くから知られている。我々は、非接触・無装着で足踏運動や歩行運動を検出するため、歩行運動による人体電位変動により誘起される静電誘導現象に着目した。そこで、人体電位の変動により人体近傍に設置した電極に過渡的に流れる微弱な静電誘導電流を検出する高感度静電誘導型センサを開発した。このセンサを用いることにより、センサ周辺の人体の歩行運動等を、人体に機器を装着することなく完全非接触で検出することが可能となった。我々はこの手法を用いることにより、被験者の歩行運動の僅かな差異や、歩行運動における被験者間の個人固有の特徴を明らかにしてきた⁽¹⁾。

近年、認知機能の推定や改善に診断テストや改善プログラムとして歩行運動が注目されている。これは、脳内の機能不全と歩行運動に相関関係があると考えられているためである⁽²⁾。特に、アルツハイマー型の認知症と歩行運動の関係に着目した研究がなされている。一方で、通常の前歩行運動に比べ、後歩行運動は後方へのバランス能力が必要な難易度の高い動作である⁽³⁾。このため、後歩行に着目した認知機能の診断や機能改善の試み等もなされている。そこで、我々は、まず前歩行と後歩行の差異を明らかにするため、静電誘導を用いた計測を試みた。本研究では健常者に対して高感度静電誘導型ワイヤレスセンサを用いて前歩行と後歩行の歩行信号の計測と解析を行った。同時に、ビデオカメラで前歩行と後歩行の様子を撮影し、後歩行のビデオ画像を逆再生して歩行状況を比較した。さらに、高速度カメラで足の接地・離地の状況も撮影して比較した。そして、高感度静電誘導型ワイヤレスセンサで得られた結果をウェーブレット変換することにより、前歩行と後歩行の差異を明らかにした。

2. 検出原理

歩行運動により歩行中の人体電位の変動がどのようなメカニズムで発生し、人体電位の変動に伴い被験者の近傍に設置した電極に誘導電流が流れる原理を以下に説明する。高抵抗の床材の上で靴を履いた被験者が歩行運動している場合を考える。被験者の靴底は高抵抗層を形成している。ここで、アースから足の間の静電容量 C_{sf} は、アースから床材表面までの静電容量 C_f と、靴の靴底部分で形成される床表面から足までの静電容量 C_s による直列結合で表すこ

とができる^{(4),(5)}。ここでは、人体を導体として取り扱っている。

$$\frac{1}{C_{sf}} = \frac{1}{C_s} + \frac{1}{C_f} \tag{1}$$

ここで、人が歩行運動をしている場合には、歩行に伴い足が床から離れるため、床表面と靴底との間で発生する静電容量 C_x は以下の式で表すことができる^{(6),(7)}。

$$C_x = \frac{\epsilon_a S_{nc}}{(x-x_0)} + \frac{\epsilon_f S_c}{x_0} = \frac{\epsilon_a S_{nc} x_0 + \epsilon_f S_c (x-x_0)}{(x-x_0)x_0} \tag{2}$$

ここで、 S_c は足裏と床表面との接触面積、 S_{nc} は足裏と床表面との剥離面積、 x はアース接地部から足裏までの距離、 x_0 はアース接地部から床表面までの距離、 ϵ_a は空気誘電率、 ϵ_f は床表面からアースまで材質の平均誘電率である。歩行運動中の人体の静電容量は、歩行運動により歩行者の足が床から離れることにより生じる付加的な静電容量 C_x と、先に求めた直立静止した静電容量 C_{sf} とが直列結合しているとみなすことができる。従って、歩行運動中の人体の全体の静電容量 C_B は以下の式で表すことができる。

$$\frac{1}{C_B} = \frac{1}{C_{sf}} + \frac{1}{C_x} \tag{3}$$

そこで、歩行運動により人体に誘起される電荷を Q_B とすると、人体電位 U_B とは以下の式で与えられる。

$$U_B = \frac{Q_B}{C_B} = \frac{Q_B}{C_{sf}} + Q_B \frac{(x-x_0)x_0}{\epsilon_a S_{nc} x_0 + \epsilon_f S_c (x-x_0)} \tag{4}$$

このような状況下で、被験者の近傍に設置した電極と人体との間で形成される静電容量を C とする。電極の電位を V とすると、歩行運動による人体電位の変動に伴い静電誘導現象により電極に誘起される電荷 Q は、以下の式で表すことができる。

$$Q = C(V - U_B) \tag{5}$$

従って、人体近傍に設置した電極に流れる誘導電流 I は電

極に誘起される電荷 Q の時間微分として以下の式によって表される。

$$I = \frac{dQ}{dt} = -C \frac{dU_B}{dt} = -Q_B \frac{d}{dt} \left(\frac{1}{C_x} \right) = -Q_B \frac{d}{dt} \left(\frac{(x-x_0)x_0}{\epsilon_a S_{nc} x_0 + \epsilon_f S_c (x-x_0)} \right) \quad (6)$$

この式の右辺の微分を実行すると，以下の式を得る。

$$I = \frac{Q_B}{\{\epsilon_a S_{nc} x_0 + \epsilon_f S_c (x-x_0)\}^2} \times \left[-x_0^2 \epsilon_a S_{nc} \frac{dx}{dt} + (x-x_0)x_0^2 \epsilon_a \frac{dS_{nc}}{dt} + (x-x_0)^2 x_0 \epsilon_f \frac{dS_c}{dt} \right] \quad (7)$$

式(7)の右辺の第1項は足が離地した後の足の動きに起因して生じる静電誘導電流であり， x 方向への足の速度に比例している。第2項は足裏と床表面との剥離面積 S_{nc} の時間微分に比例した項である。さらに，第3項は足裏と床表面との接触面積の時間微分に比例した項である。ここで，空気の誘電率 ϵ_a は床表面からアースまでの材質の平均誘電率 ϵ_f に比べて十分小さいため，式(7)の右辺第3項は第1項及び第2項に比べ静電誘導電流に強く寄与することが分かる。即ち，式(7)は人体の歩行運動に伴い誘起される静電誘導電流には足の接地・離地に伴い生じる足裏接地面積の時間微分に比例した信号が強く反映されることを示している。

3. 実験方法

被験者の歩行動作に伴う人体の電位変動は，被験者近傍に設置された電極に静電誘導現象を誘起する。製作したセンサの電極サイズは 2cm 角の正方形である。人体電位の時間的变化に伴い，この電極には pA 程度の微弱な誘導電流が過渡的に流れる。この誘導電流を I-V コンバータで電圧に変換した。微弱な電流を電圧に変換するため，I-V 変換には入力オフセット電圧 40μV，入力オフセット電流 1pA の低ノイズのオペアンプを使用した。帰還抵抗 R_f は 3TΩ とし， C_f を 1pF 程度とするために， R_f にオペアンプの出力側から直径 0.6mm のスズメッキ銅線を巻きつけたストレを構成し，これを静電容量として利用した。 C_f は抵抗に巻きつける位置をオペアンプの入力側に移動すると増加し，オペアンプの出力側に移動すると減少する。さらに，このような微弱な電流を検出するため，オペアンプの入力での漏れ電流を低減するガード構造を採用した。I-V 変換の変換比率は約 3V/pA である。但し，この信号には主に商用電力(60Hz)に起因するノイズが多く含まれている。そこで，カットオフ周波数 20Hz のローパスフィルターを用い，また，I-V 変換回路内に 60Hz とその高次周波数のノッチフィルターを挿入し，商用周波数に起因するノイズをカットした。I-V 変換回路により電流を電圧に変換した後は，A/D コンバータを経てサンプリング周波数 100Hz でデータを取得した。

本研究で対象とする歩行信号には，20Hz 以上の高周波成分が含まれておらず，カットオフ周波数 20Hz のローパスフィルターを用いても歩行信号の検出に支障が無いことを確認している。研究当初はセンサの信号を有線で PC に接続していたが，より簡便な計測を実現するため，ワイヤレスで歩行信号検出を可能とするポータブルワイヤレスセンサを製作した。このワイヤレスセンサにより検出した静電

誘導電流信号は，XBee を用いて短距離無通信により PC にデータ転送した。PC には LabVIEW を搭載しており，検出した歩行信号波形をリアルタイムで処理した。

実験では 7 名の健常な男性 (22 歳～24 歳) の動作を検出した。被験者の歩行動作に伴う人体の電位変動は，被験者近傍に設置された電極に静電誘導現象を誘起する^{(6),(7)}。2cm 角の電極を有したセンサを床から 1m の高さに三脚で固定して設置した。被験者は電極から 2m 離れた位置を前方歩行及び後方歩行した。この誘導電流を I-V コンバータで電圧に変換した。歩行による静電誘導電流の計測と同時に，歩行の様子をビデオカメラや高速度カメラで同時に撮影した。なお，この歩行運動の際には，履物の差異による影響が出ないように，被験者には同一の履物 (靴底がウレタン製の運動靴) を履いて，PVC 製の床上を歩行してもらった。

4. 実験結果と考察

図 1 に前方歩行と後方歩行運動により誘起される静電誘導電流波形の一例を示す。後方歩行で得られた波形は前方歩行波形との比較を容易にするため，時間反転して表示している。いずれの波形も被験者の足の接地・離地のタイミングで静電誘導電流波形にピークが検出されていることが分かる。これは，静電誘導電流波形には足の接地や離地の際にピーク検出されという式(7)の予想と一致している。なお，前方歩行と後方歩行の様子をビデオ撮影し，後方歩行の画像を逆再生して前方歩行のビデオ画像と比較した。このビデオ画像を比較すると，後方歩行の場合には被験者の重心がやや後ろにある以外，大きな差異は見られなかった。同様に，足の接地と離地の様子も高速度カメラで撮影して比較したが，画像からは大きな差異は見られなかった。

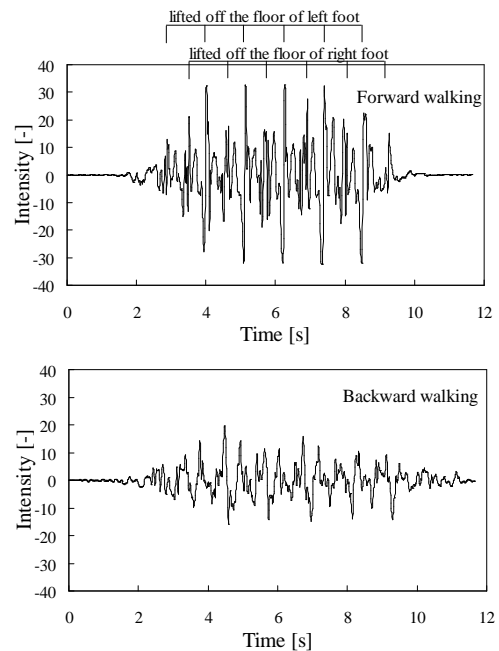


Fig. 1 Typical waveforms of electrostatic induction current generated by forward walking motion (upper) and backward walking motion (lower).

図2は前方歩行と後方歩行で得られた静電誘導電流波形をウェーブレット変換した結果をそれぞれ示している。図2の上図に示した前方歩行で検出された波形のウェーブレット変換の結果から、歩行周期に応じて高周波成分の信号が周期的に生じていることが確認できる。一方、下図の後方歩行の場合は、歩行周期に応じて周期的に生じている高周波成分の信号が弱くなっていることが分かった。この計測と同時に撮影したビデオ画像を前方歩行と後方歩行の逆再生画像で比較した。前述したように、後方歩行の逆再生画像からは、被験者の重心がやや後ろにある以外は、歩行運動に大きな差異を見出すことはできなかった。また、足の接地・離地の様子を前方歩行と後方歩行について高速度カメラで撮影し、比較したが、大きな差異を見出すことはできなかった。しかし、図2の結果から、前方歩行と後方歩行には高周波成分において大きな差異があることが分かった。これは、後方歩行における足の接地の際に、床との接触が弱いためと考えられる。これにより、足裏接地面積の急激な変化が緩和され、前方歩行に比べて静電誘導信号が減少したと考えることができる。一方で、後方歩行の接地が前方歩行の離地に対応するため、前方歩行の場合は前方に進むための床に対する足の蹴りが必要となり、強い静電誘導信号が検出されていると考えられる。また、後方歩行における足の離地においても、後ろ向きであるがゆえに床に対する蹴りが弱くなり、前方歩行の際の離地に比べて床との接触が弱くなったと考えられる。これらの結果から、本研究で実施した静電誘導電流を検出することにより、ビデオ画像では明らかにすることができなかった前方歩行と後方歩行の差異を明らかにすることができた。

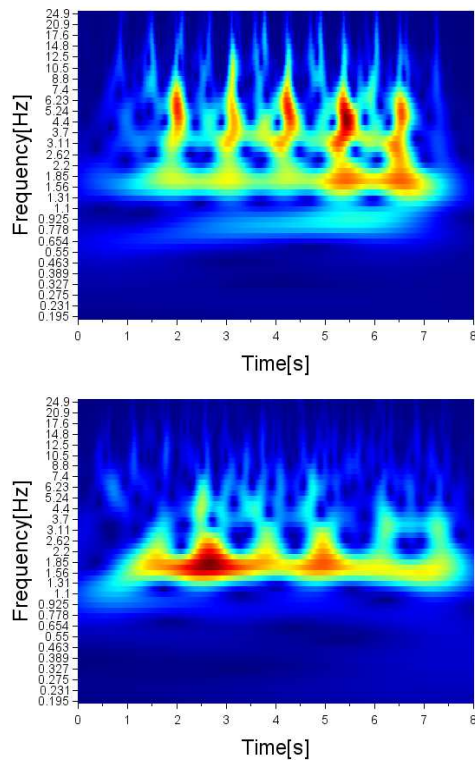


Fig. 2 Typical wavelet transform of electrostatic induction current generated during forward walking (upper) and backward walking (lower).

5. 結言

筆者らは、歩行運動の際に生じる人体電位変動により誘起される静電誘導電流を検出することにより、非接触で前方歩行と後方歩行運動信号を検出し比較することを試みた。静電誘導電流波形の計測と同時にビデオ画像を撮影し、前方歩行と後方歩行の様子を比較した。しかし、後方歩行の逆再生画像からは、被験者の重心がやや後ろにある以外は、歩行運動に大きな差異を見出すことはできなかった。そこで、得られた静電誘導電流波形をウェーブレット変換することにより、前方歩行と後方歩行の比較を行った。その結果、後方歩行では前方歩行に生じていた周期的な高周波成分の信号が減少していることを明らかにした。この高周波成分の減少は、後方歩行における足の接地や離地の際に、床との接触が弱いために生じたと考えられる。これらの結果から、本研究で提案した手法は、ビデオ画像では明らかにすることができなかった前方歩行と後方歩行の僅かな差異を明らかにする手法として有効であることが分かった。

参考文献

- (1) Koichi Kurita, Human Identification from Walking Signal based on Measurement of Current Generated by Electrostatic Induction, *Kansei Engineering International Journal* Vol.11 No.4 pp.183-189, 2012.
- (2) 土井剛彦 他, 高齢者における歩行指標は脳萎縮と関係するの?:MRIと3軸加速度計を用いた検討, 日本理学療法学会大会 2010(0), EaOI1039-EaOI1039, 2011.
- (3) 美和香葉子 他, 高齢者の後方歩行の特徴およびバランス能力との関連性, *理学療法科学*, Vol. 22, pp. 205-208, 2007.
- (4) V. Amoroso, M. Helali, and F. Lattarulo, An Improved Model of Man for ESD Application, *Journal of Electrostatics*, Vol. 49, pp. 225-244, 2000.
- (5) T. Ficker, Electrification of Human Body by Walking, *Journal of Electrostatics*, Vol. 64, pp. 10-16, 2006.
- (6) K. Kurita, New Estimation Method for the Electric Potential of the Human Body under Perfect Noncontact Conditions, *IEEJ Trans. on Elect. and Electronic Engi.*, Vol. 4, pp. 309-311, 2009.
- (7) K. Kurita, and S. Ueta, New Motion Control Method for Bipedal Robot Based on Noncontact and Nonattached Human Motion Sensing Technique, *IEEE Transactions on Industry Applications*, Vol. 47, (2), pp. 1022-1027, 2011.