

帯電した人体の動きによって発生する 誘導電圧を利用した動作判別

渡邊 政宏*, 市川 紀充^{**}, 坂本 哲夫^{**}

(2014年1月24日受付; 2014年7月5日受理)

Movement Discrimination Using an Induced Voltage Generated by the Movement of a Charged Human Body

Masahiro WATANABE*, Norimitsu ICHIKAWA^{**}, and Tetsuo SAKAMOTO^{**}

(Received January 24, 2014; Accepted July 5, 2014)

Currently, an increase of solitary death of elderly people living alone has become a problem. The camera is used to confirm the safety of the person living alone. However, because there is a problem of privacy, it is necessary to devise other means. In order to confirm the safety of the person living alone, we examined a monitoring method using a change in human body potential. We measure the induced voltage generated by the movement of the human body. We try the movement discrimination and safety confirmation by the frequency analysis of the induced voltage.

1. はじめに

現在、高齢者をはじめとする独居者が近隣に気づかれずに亡くなり、日数が経過してから発見される、いわゆる孤独死の増加が問題となっている。日本の高齢者数や一人暮らし世帯数も増加しており、孤独死は今後も増加することが見込まれている。

独居者の孤独死対策として、地域による自治会コミュニティに参加する、訪問介護や訪問サービス等を利用するという方法がある。その他にも孤独死対策機器を使用するという方法もある。

一般的な孤独死対策機器として、センサを用いた遠隔監視サービスという対策方法がある。これらは人体の動きを感知することで安否確認を行っている。使用場所は主に屋内で、ドアの開閉や照明の点消灯、トイレの使用時に反応するようになっている。これらの反応情報を見守り役の住民に送信し、反応がない場合には警告メッセージとして伝わるようになっている。また、電気ポット

の利用頻度をインターネット経由で送信するシステムも普及している。

独居者の安否を確認する方法は様々なあるが、安否の確認だけでなく、現状の確認を行うことも可能な場合、孤独死数を低減できると考えられる。独居者の安否確認及び現状確認を行える最適な方法はカメラを使用することである。カメラを使用することで、独居者の様子をリアルタイムかつ目視で確認することが出来るからである。しかし、プライバシー保護の問題があるため、この方法を使用することは稀である。したがって、カメラを使用せずに安否確認及び現状確認が可能な孤独死対策を考える必要がある。

独居者がどのような動きをしているか判別出来れば、現状確認として役立つと考えられる。そこで、独居者の動作を何らかの方法で判別することで、安否確認及び現状確認が可能ではないかと考えた。

動作判別法には様々な方法がある。撮影した動画を画像処理することによるモーションキャプチャやジャイロセンサ等を被験者に装着し、その計測データから人体の動作を判別する方法等がある^{1,2)}。このような研究の中から、人体の主な動作として、歩行動作のデータを測定する方法に着眼してみる。

歩行動作のデータを測定する方法も様々なものがあるが、その中に、人体が動作した時に生じる人体電位の変化を利用した測定法がある³⁾。これら人体電位の研究では、接触型の電極を使用することで被験者の歩行時の電位の変化を測定していた。また、非接触による人体電位の変化を測定する方法も存在する。これらの研究^{4,5)}では、人体

キーワード: 非接触検出, 静電誘導, 人体電位, 人体の動作, 周波数解析

* 工学院大学大学院工学研究科電気・電子工学専攻
(〒192-0015 東京都八王子市中野町 2665-1)
Major in Electrical and Electronic Engineering, graduate
school of Engineering, Kogakuin University, 2665-1,
Nakanomachi, Hachioji, Tokyo 192, Japan

** 工学院大学電気システム工学科
(〒192-0015 東京都八王子市中野町 2665-1)
Department of Electrical engineering, Kogakuin University,
2665-1, Nakanomachi, Hachioji, Tokyo 192, Japan

¹ ichikawa@cc.kogakuin.ac.jp

の近くに導体を配置し、その導体に誘起する電位と人体の動作の関係を検討しているが、人体と導体間の距離が離れると測定が困難になることが問題といえる。他方、次に説明する本研究の提案手法は、床内部に導体を配置することを想定しており、そのような問題を解決できる。

筆者らは独居者の安否確認及び動作判別を可能とするため、各種動作時に発生する人体電圧を床内部の導体に誘起させ、その導体の電位の変化を測定し、その測定データを利用したモニタリング法を検討した。このような非接触測定にすることで、被験者に対する負担が抑えられるのではないかと考えられる。この測定法を用いることで、一般家屋やビル、病院等の建物内のモニタリングとして利用できると考えられる。本論文では、人体の動きによって発生する誘導電圧を測定し、その誘導電圧を周波数解析することで安否確認及び動作判別を試みた結果を報告する。

2. 実験装置

図1は建物内で帯電した人体が歩行等の動作を行った時に非接触で誘導電圧を検出するシステムを示している。本システムは実験床と測定装置から構成されている。

実験床は各種動作を行う必要があるため、縦1 m × 横2 mの大きさとした。本実験では、各種動作時に発生する誘導電圧を測定するため、帯電した物体と接触する部分は電荷の逃げにくい素材としてアクリル板を使用した。非接触で誘導電圧を測定するため、実験床は下から、接地された銅板（縦1 m × 横2 m × 厚さ1 mm）、発泡スチロール（縦1 m × 横2 m × 厚さ196 mm）、浮遊電位の銅板（縦1 m × 横2 m × 厚さ1 mm）、アクリル板（縦1 m × 横2 m × 厚さ2 mm）の順番で重ねた。実験床の銅板間の静電容量は銅板に表れる電圧を人体の帯電電位の1/2にするため、人体の静電容量である約100 pFになるように設計した。また、実験床の面積を増加させた場合、銅板間の静電容量は増加し、銅板に表れる電圧が低下する

と考えられる。このような場合、銅板間の距離を変えることで銅板間の静電容量を調整する方法等が考えられる。

測定装置はアクリル板上で人体等の帯電した物体が動作した時に浮遊電位の銅板に生じる誘導電圧を計測するため、表面電位計、オシロスコープ、パーソナルコンピュータという順番で接続している。各使用器具には、表面電位計はトレックジャパン社製のMODEL347、オシロスコープはアジレント・テクノロジー社製のU1604A、パーソナルコンピュータはDELL社製のVostro1520を用いた。表面電位計を用いて浮遊電位の銅板に誘導された電圧を測定し、測定された値をオシロスコープで波形とする。その後、パーソナルコンピュータでその波形データを保存・解析する。

測定した誘導電圧を周波数解析するため、パーソナルコンピュータで解析ソフト（OriginPro9.0J）を使用し、このソフト内で高速フーリエ変換を行った。そのソフトを使用することで、誘導電圧波形をスペクトルとして表すことが出来る。

被験者は測定時にポリ塩化ビニール製のスリッパを履いた。また、起立・着席時には一般的に使用される丸椅子を使用した。使用した椅子は、座部分がポリエチレン、脚部分がスチールパイプの構造になっている。使用時の服装は一般家屋の部屋での使用を想定し、ポリエステルや綿を素材とした服装を使用した。

3. 実験方法

3.1 実験準備

本実験では人体の基本動作を行い、その時の浮遊電位の銅板に生じる誘導電圧を測定する。基本動作は足踏み動作、起立動作、着席動作とした。足踏み動作はその場で足踏み動作を行う。起立動作は椅子を使用し、その椅子に着席した状態から起立する動作を行う。着席動作は起立した状態からその椅子に着席する動作を行う。

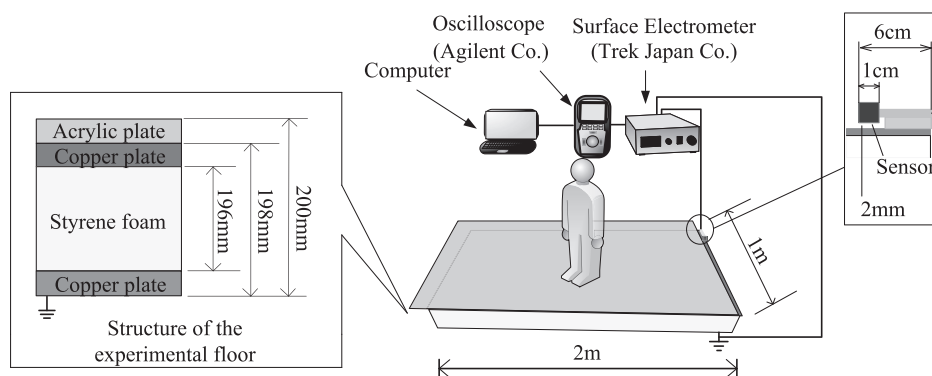


図1 実験装置配置図
Fig.1 Experiment setup.

測定は次の手順で行った。測定準備として、アクリル板の初期帯電電荷を失くすため、アクリル板をエタノールで拭いた。次に、人体の初期帯電を防ぐため、被験者はアース線に手で触れ、電位計で人体電位が0 Vであることを確認する。また、その際に浮遊電位の銅板にもアース線を接触させることで、浮遊電位の銅板も電位が0 Vであることを確認する。以上の手順を踏まえた上で各種動作を行い、誘導電圧を測定する。なお、測定時間は一動作につき20秒とし、1回の測定終了時には再度エタノールによるアクリル板の除電をし、被験者と浮遊電位の銅板を接地する。

実験は温度約12℃、相対湿度約52%の室内で行った。

3.2 実験方法

測定準備が完了した後、被験者は測定開始から数秒後に動作を開始する。各種動作の手順として、足踏み動作はスリッパを履き、アクリル板上で靴底と測定床の間隔を約30 cmとして、その場での足踏み動作を行う。足踏み動作をする際、足踏みする位置をアクリル板上にマークしておき、毎回その位置に靴底が来るように足踏み動作を行う。この時、足踏み動作を行う時間を10秒とする。また、足踏み間隔として、片足を上げてから降ろすまでの時間を1秒とする。測定開始から2秒後に動作を開始し、10秒間の動作後は起立状態のまま測定終了時間まで待機する。

次に、起立動作はスリッパを履き、アクリル板上に丸椅子を置き、図2のように丸椅子に着席した状態から起立動作を行う。この時、人体の初期接地は着席した状態で行う。起立時は椅子に手を触れることなく、そのまま立ち上がるものとする。測定開始後から4秒後に起立動作を開始した。起立後は測定時間終了までそのままの状態を維持した。

最後に、着席動作は起立動作後（図2参照）に人体を接地し、起立した状態から行う。着席時は椅子に手を触れることなく、そのまま椅子に座るものとする。着席動作の測定も起立動作時の測定と同じく、測定開始後から4秒後に着席動作を開始した。着席後は測定時間終了ま

でそのままの状態を維持した。

各種動作の測定を複数回行い、それらが完了した後、測定した誘導電圧の値を高速フーリエ変換する。その後、誘導電圧波形及び高速フーリエ変換後の波形から動作判別の検討を行った。本実験はいずれも同一の被験者による測定を行った。被験者は身長177cm、体重73kgの一般的な男性である。

4. 実験結果及び考察

4.1 各種動作の誘導電圧

実験床上で足踏み動作を行った場合の誘導電圧を測定した結果を図3(a)に示す。複数回実験を行っても同様の誘導電圧が得られることを示すために、2回目と3回目の測定結果（図3(b)、図3(c)）も載せた。測定開始後に右足から足踏み動作を始め、誘導電圧は片足を上げたタイミングで最大値となり、両足着地したタイミングで最低値となることがわかる。これは人体と銅板との間の静電容量が足踏み動作により変化することによって浮遊電位の銅板の誘導電圧の値が変化するからである。片足を上げた時には人体の静電容量が小さくなるため、 $V = Q/C$ （ Q ：電荷、 C ：静電容量、 V ：電圧）より、誘導電圧の値が大きくなる。誘導電圧は足踏みを繰り返す度に徐々に減少していくことがわかる。これは動作を行う度に浮遊電位の銅板に誘導される負極性の電荷が徐々に増加しているからだと考えられる。足踏み動作を停止し、両足着地の状態を維持し始めると同時に誘導電圧の値は徐々に0 Vへと近づいた。この理由は、動作を停止させることで新たな電荷が発生せず、浮遊電位の銅板に残留していた電荷は接地された銅板等を通じてリークしているからである。

図2のように実験床上に椅子を置き、起立動作を行った場合の誘導電圧を測定した結果を図4(a)に示す。図3と同様に、2回目と3回目の測定結果（図4(b)、図4(c)）も載せた。測定を開始した4秒後に椅子から立ち上がり、立ち上がると同時に誘導電圧は上昇した。これは臀部（ズボン）と椅子表面との電荷分離によるものだと考えられる。この時、臀部側が正極、椅子表面側が負極に帯電していたことが確認出来た。電圧極性の確認は、人体が椅子から立ち上がったとき、椅子に接触していた臀部と椅子の座面（表面）に表面電位計を近づけて実施した。誘導電圧が最大78 Vに達した後、足踏み動作の時と同じように0 Vへと近づいた。

起立時と同じように、実験床上に椅子を置き、着席動作を行った場合の誘導電圧を測定した結果を図5(a)に示す。図3と同様に、2回目と3回目の測定結果（図5(b)、

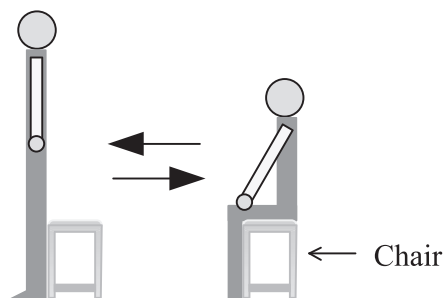


図2 起立・着席動作
Fig.2 Standing and Seating motion.

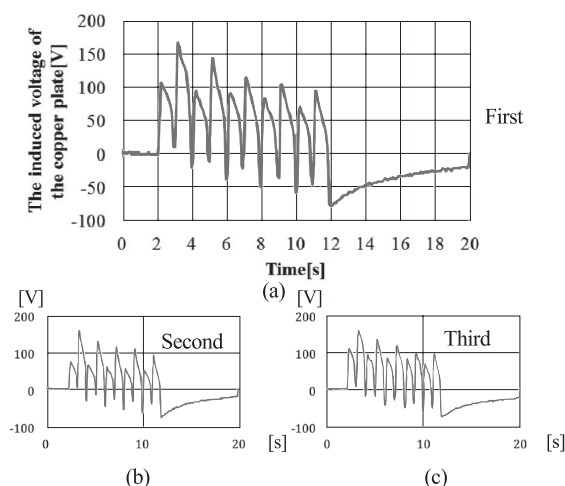


図3 足踏み動作の誘導電圧
Fig.3 Induced voltage of walking motion.

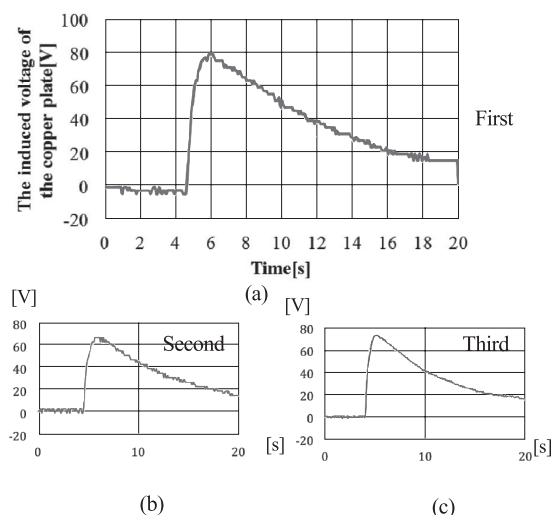


図4 起立動作の誘導電圧
Fig.4 Induced voltage of standing motion.

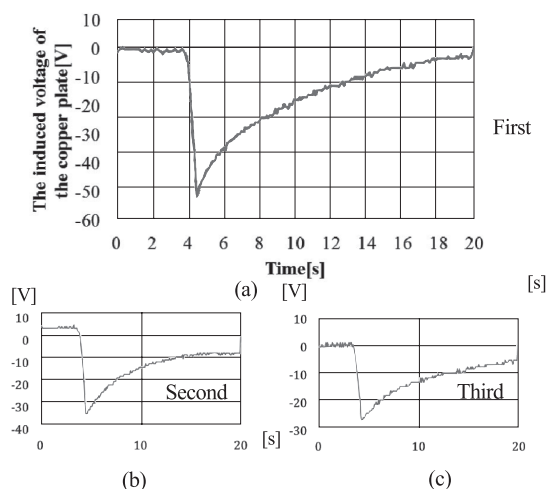


図5 着席動作の誘導電圧
Fig.5 Induced voltage of seating motion.

図5(c))も載せた。こちらも測定を開始した4秒後に椅子に座り、座ると同時に誘導電圧は減少した。これは臀部と椅子表面とが接触した際、起立動作時に椅子表面に帯電した負極性電荷との接触が原因で人体が負極性に帯電し、浮遊電位の銅板の電位が負極性になったためと考えられる。誘導電圧が最大-52 Vに達した後、誘導電圧の値は他の動作と同じように0 Vに近づいた。起立動作と着席動作の波形は最大誘導電圧の値こそ若干異なるが、ほぼ対照的な波形となることがわかる。

この結果から、足踏み動作、起立動作、着席動作を行った際の誘導電圧波形は全く異なる波形であることがわかる。また、複数回の電圧波形を比較した場合、これらの波形はどれも極性や最大誘導電圧値、波形パターンが類似していることがわかる。これらの波形から動作判別を行うことも可能であると考えられるが、床材や履物、相対湿度が変化しただけでも、極性が逆転することや誘導電圧値が大きく変化することもある^{6,7)}。したがって、誘導電圧波形だけでは動作判別の要素としては不十分と考えられる。以上の理由から、誘導電圧を高速フーリエ変換し、周波数解析した結果を用いて、次のように人体の動作判別を試みた。

4.2 各種動作時に生じる誘導電圧の高速フーリエ変換

各種動作時に生じる誘導電圧の高速フーリエ変換後のスペクトルから、その動作の特徴として認識できるスペクトルを確認する。高速フーリエ変換した結果、特徴として認識出来るのは周波数帯域とスペクトルの各ピーク値である。足踏み動作を行った場合の誘導電圧を高速フーリエ変換した結果を図6に示す。最大スペクトルは約0.05 Hzで61.1 Vである。その他の特徴的なスペクトルは約1.0 Hzで20.3 V、約2.0 Hzで14.0 V、約3.0 Hzで7.8 Vである。歩行動作のスペクトルには、1 Hzに特徴的なスペクトルが確認できる。これは1秒周期で歩行しているからだと考えられる。この結果から、足踏み動作のスペクトルには合計4つほどの特徴として認識できるスペクトルが確認できる。

起立動作を行った場合の誘導電圧を高速フーリエ変換した結果を図7に示す。最大スペクトルは約0.04 Hzで28.9 Vである。起立動作のスペクトルでは、特徴として認識できるスペクトルは約0.04 Hzの最大スペクトルのみである。これは起立動作のような単発的な動作の時の誘導電圧波形は周期的な波形ではないため、高速フーリエ変換を行ってもその特性上、特徴的なスペクトルが表れないからだと考えられる。

着席動作を行った場合の誘導電圧を高速フーリエ変換した結果を図8に示す。最大スペクトルは図7の結果と同

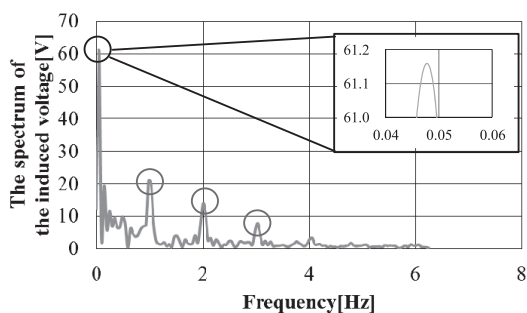


図6 足踏み動作のスペクトル

Fig.6 Frequency spectrum of walking motion.

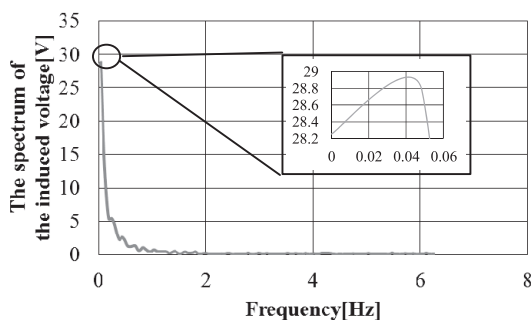


図7 起立動作のスペクトル

Fig.7 Frequency spectrum of standing motion.

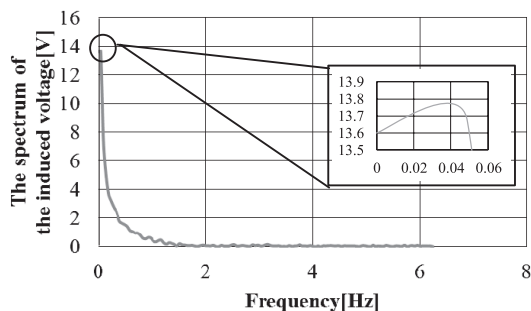


図8 着席動作のスペクトル

Fig.8 Frequency spectrum of seating motion.

様に約 0.04 Hz で、その大きさは 13.8 V である。この理由も起立動作時と同じく、着席動作が単発的な動作であるからだと考えられる。歩行動作、起立動作、着席動作のスペクトルには約 0.05 Hz の辺りに大きく特徴的なスペクトルが存在する。これは動作後のリーク部分や動作開始前の部分の波形のスペクトルだと考えられる。測定を 20 秒間行っているので、1 周期が 20 秒と考えると、周波数に変換した場合に約 0.05 Hz になる。したがって、約 0.05 Hz の辺りにスペクトルが大きく表れると考えられる。

これらの結果から、動作毎にスペクトルの大きさや周波数帯域などが異なることがわかる。足踏み動作のような反復性のある動作は、特徴として認識できるスペクトルが複数確認でき、このような動作判別の要素が多いほ

ど動作判別出来る可能性が高いと考えられる。逆に、起立・着席動作は波形が類似しており、最大スペクトルの値が異なる程度にしか違いがない。したがって、このような単発的な動作の判別は高速フーリエ変換後のスペクトルでは不向きと考えられる。

5. 人体電位の変化及び誘導プロセス

本研究では、人体の各種動作の際に浮遊電位の銅板に生じる誘導電圧を測定した。ここでは、実際の人体電位の変化や浮遊電位の銅板への誘導プロセスを検討する。

実際の人体電位の変化を測定するため、接触型の測定方法を使用する。その際の測定には図 9 の実験装置を使用した。この実験装置を用いることで、本実験に使用した実験装置を大幅に変更することなく、非接触型から接触型に測定方法を変更することができる。

図 9 の実験装置の PVC パイプ間に張った銅線の中央から垂れている銅線（図中の①）を被験者が手で握り、その銅線と繋がっている支柱に取り付けた銅板（図中の②）に表面電位計のセンサを図 1 と同じように配置し、人体電位の変化を測定した。その状態で足踏み動作を行った結果を図 10 に示す。なお、図 10 の波形は図 3 の波形と同時に測定してはいないため、完全な同期波形ではない。

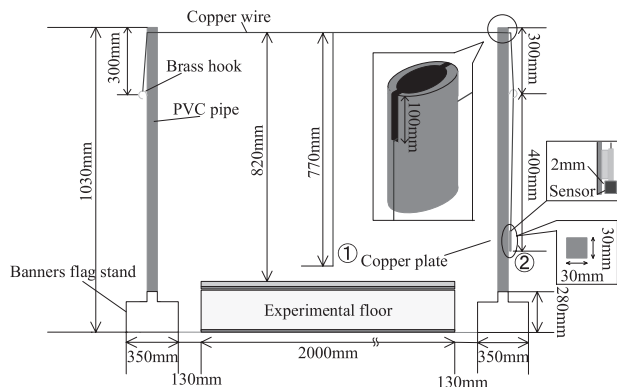


図9 接触型人体電位測定装置

Fig.9 Contact type human body potential measuring device.

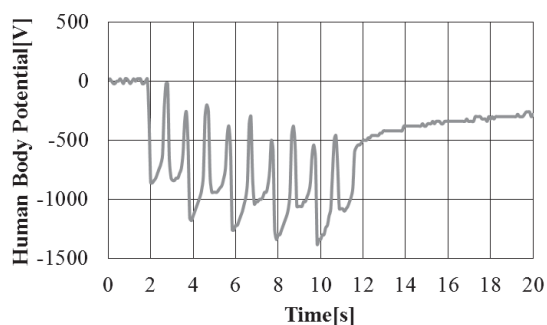
図10 接触型による足踏み動作時の人体の帯電電位
Fig.10 Human body potential of walking.

図10の実験結果から、人体の帯電電位は非接触型の実験装置で測定した波形の値(図3参照)よりも全体的に大きくなることがわかる。このように浮遊電位の銅板に生じる誘導電圧は人体の帯電電位の約1/10の値となる。このため、本研究のように人体電位が数十V以上変化する時は、十分対応できる測定法であると考えられる。

非接触型で測定した足踏み動作時の誘導電圧の波形(図3参照)は正極性になったが、接触型で測定した足踏み動作時の人体帯電電位の波形(図10参照)は負極性になった。これは靴底とアクリル板間で発生した電荷が帯電列に従って誘導された結果と考えられる。この結果を検討するため、筆者らはどのようなプロセスでそれぞれの電圧極性が決定するかを次のように測定した。

測定準備は3.実験方法と同じ方法を行った。被験者の右足を上げた瞬間の浮遊電位の銅板、上げた状態を維持している右足の靴底、右足の靴底が接触していた位置のアクリル板の表面(表側)の電位を測定し、その結果を表1に示す。

表1より、浮遊電位の銅板とアクリル板の表側の表面が正極性電圧、右足の靴底が負極性電圧になることがわかる。したがって、まず靴底に負極性、アクリル板の表側に正極性の電荷が誘導される。分極により、アクリル板の裏側には負極性電荷が生じる。その結果、浮遊電位の銅板に正極性電荷が誘導される。以上の理由から、浮遊電位の銅板は正極性電圧になると考えられる。

6. まとめ

本研究では、人体が動作した時に生じる人体電位の変化を利用した測定法を用いることで、独居者の安否確認及び動作判別が可能となるのではないかと考えた。さらに、プライバシー保護を考え、被験者に対する負担も抑えるべく、非接触による測定法に着目した。そこで、各種動作時に発生する人体電圧を床内部の導体に誘起させ、その導体の電位の変化を測定し、その測定データを利用したモニタリング法を検討した。測定した誘導電圧波形と、その誘導電圧波形を高速フーリエ変換したスペクトルの両方の波形から、その動作の特徴が表れている

表1 浮遊電位の銅板と靴底、アクリル板の電圧及び電圧極性
Table 1 The voltage and its voltage polarity of Copper plate, Sole of the right foot, and Acrylic plate.

Measurement points	Voltage [V]	Voltage polarity
Copper plate	40	POSITIVE
Sole of the right foot	-49	NEGATIVE
Acrylic plate	117	POSITIVE

部分を認識し、そこから動作判別を行う方法を試みた。

その結果、各種動作時に発生する誘導電圧波形は全く異なる波形であり、これらの波形から動作判別が可能であると考えられるが、測定環境が異なることで波形が大きく変化する可能性がある。したがって、これらの波形だけではなく、誘導電圧波形を高速フーリエ変換し、周波数解析した結果も用いての人体の動作判別を試みた。誘導電圧波形を高速フーリエ変換したスペクトルでは足踏み動作等の規則性のある動作は動作判別の要素が多く、動作判別が可能であると考えられる。しかし、起立・着席動作等の単発的な動作の判別は波形の特徴が少ない点から、高速フーリエ変換後のスペクトルでは動作判別には不向きであることがわかった。

したがって、各種波形単体で動作判別をするのではなく、誘導電圧波形とスペクトル波形の2つの波形を動作判別の要素として考慮することで、動作判別が可能であると考えられる。

本研究の結果、足踏み動作等を認識することによる独居者の孤独死対策としてのモニタリング法を示すことが出来た。今後の課題として、ビルや病院でモニタリングするために広範囲かつ複数人数での測定の検討、一般家屋等の様々な場面を想定した床材・履物を使用した測定、足踏みではない連続歩行等の様々な動作の測定が考えられる。

参考文献

- 1) R. Williamson and B.J. Andrews: Detecting absolute human knee angle and angular velocity using accelerometers and rate gyroscopes. *Med.Biol.Eng. Comput.*, **39** (2001) 294
- 2) A. Mansfield and G.M. Lyons: The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking. *Medical Engineering & Physics*, **25** (2003) 879
- 3) 藤原修, 岡崎勝, 阿座上孝: 歩行動作による人体の帯電特性. 電子情報通信学会論文誌 C-II, **J74-C-II** (1991) 652
- 4) K. Takiguchi, T. Wada, and S. Toyama: Human body Detection that Uses Electric Field by Walking. *Journal of Advanced Mechanical Design, Systems, and Manufacturing*, **1** (2007) 294
- 5) 栗田耕一, 今井一雅, 池龍美, 野中徹: 静電誘導現象を利用した室内人物移動検出の試み. 計測自動制御学会論文誌, **47** (2011) 430
- 6) 増井典明: 帯電した人体からの放電特性. 静電気学会誌, **31** (2007) 236
- 7) 萩本安昭, 松井満, 村崎寛雄: 歩行時の人体帯電電位変化に関する等価回路の検討. 静電気学会誌, **29** (2005) 275