

原著論文

人体動作非接触検出技術を用いた個人固有の特徴の検出

栗田 耕一
近畿大学工学部

Detection of Individual Feature Amount by using Non-Contact Human Movement Monitoring Technique

Koichi KURITA
Faculty of Engineering, Kindai University

Abstract: In this paper, we have presented a new direction for daily performance without the use of a camera or video images. The change in the electric potential of the human body that is caused by the daily performance induces an electrostatic induction current in the electrode placed at a distance of a few meters from the human body. Using this technology, we have developed an effective non-contact technique for the detection of human daily performance by detecting the change in this human-generated body charge. This technique based on the detection of an electrostatic induction current of the order of approximately sub-picoamperes flowing through an electrode that is placed at a distance of 5 m from the subject. This technique effectively explains the behavior of the waveform of the electrostatic induction current flowing through a given measurement electrode through a capacitance model of the human body. We have detected the motion of settle down on the bed and get out of the bed as an example of daily performance. Obtained results suggest that the proposed technique based on the detection of subtle differences in the daily performance can be successfully applied for the extraction of unique human characteristics.

Keywords: daily performance, electrostatic induction current, non-contact measurement

キーワード: 日常動作, 静電誘導電流, 非接触計測

1. はじめに

私たちが日常的に行っている動作には各個人の特徴や癖が存在している。この特徴は、人体の成長過程で自然に身についた動作パターンであり、個々の人体の特徴量とみなすことができる。従って、日常生活における動作から個人固有の特徴を容易に抽出することができれば、個人認証のみならず、様々な分野に応用が可能になるのではないだろうかと考えた。例えば、高齢者の日常生活の動作の特徴量の経時変化を、高齢者のライフサポート等に活かすことができるのではないだろうか。ところが、日常生活の動作を従来法で計測しようとするに困難に直面することになる。例えば、カメラを用いた画像計測を行なおうとすると、カメラの設置場所や照明の問題、さらには、被験者本人による死角等の問題が生じる。また、カメラでのモニタリングは被験者のプライバシーの問題もある。カメラを用いた方法については、例えば複数のカメラを用いたモーションキャプチャによる方法は、校正された空間での人体に装着したマーカの動きを複数のカメラで検出することにより歩行

動作を検出することが可能となる。しかし、限定された空間においてのみ検出が可能であり、価格が高価であるという課題があり、一般家庭への導入は容易ではない。一方、筋電計[1][2]やひずみゲージ[3]、加速度計等[4]を身体に装着して日常動作を検出する手法も提案されている[2]。しかし、被験者に常に加速度計等のセンサを装着させることは、被験者にかかる負担が大きい。従って、従来法では被験者に計器を一切接触させることなく、完全非接触で自然な日常動作を簡便に取得することは困難であった。

人体動作に伴い人体の電位変動が生じることは古くから知られている[5]。従来の静電気放電(Electrostatic Discharge: ESD)に関係した研究では、人体電位の計測を行う場合は、接触型の電極を使用していた。そのため、被験者の動作に伴い変動する電位を計測する際は、被験者が電極を握りながら計測していた。従って、この手法をそのまま適用しようすると被験者に常に電極を装着させる必要があり、被験者にかかる負担がおおきく現実的でない。また、仮に電位を直接計測したとしても、通常の日常生活では、例えば歩行運動により生じる電位変動は数10V程度であるが、人体電位の絶対値は10kV程度まで上昇する場合もある。このような場合に、歩行運動に伴う電位を非接触かつ高分解能で計測することは困難である。

筆者は、日常動作に伴い発生する人体電位の変化のみを

2017年1月13日受理。(2017年3月9-10日シンポジウム「モバイル17」にて発表)

非接触で検出することができれば、被験者に計器を一切接触させることなく、被験者の自然な日常動作を検出することができるのではないかと考えた。そこで、人体動作に伴い変動する人体電位を、被験者近傍に設置した電極に誘起される微弱な電流を検出することにより計測する装置を開発した。この装置により、足踏み運動や歩行運動に伴い検出された静電誘導電流波形には、歩行運動による足の接地・離地のタイミングで発生するピークが観測されることを示した[6]。さらに、誘導電流が発生する理論モデルを構築し、歩行動作との対応関係を明らかにした。

本研究では被験者の日常動作検出をより簡便に実現するため、電極をセンサ内部に内蔵したモバイル型のポータブルワイヤレスセンサを製作した。このセンサを使用し、被験者の日常動作を非接触で検出することを試みた。このセンサにより検出された日常動作信号はワイヤレストランスミッタにより無線でデータ収集用 PC により収集した。さらに、得られた信号波形は LabVIEW を用いてリアルタイムで解析するシステムを構築した。日常動作例として本研究では、3m 離れた位置から歩行してベッドに近づき、ベッドに横たわる。さらに、この状態で 5s 間静止した後、ベッドから起き上がり 3m 離れた位置に向かって歩行するという単純動作を計測した。

2. 検出原理

歩行運動を例にして、歩行による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。被験者の鞋底は高抵抗層を形成している。ここで、アースから足の間静電容量 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 [7][8]。ここでは、人体を導体として取り扱っている。この様子を図1に示す。

$$\frac{1}{C_{sf}} = \frac{1}{C_s} + \frac{1}{C_f} \dots\dots\dots (1)$$

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。

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

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 は空気の誘電率、 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。

$$\frac{1}{C_B} = \frac{1}{C_{sf}} + \frac{1}{C_x} \dots\dots\dots (3)$$

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。

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

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。

$$Q = C(V - U_B) \dots\dots\dots (5)$$

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。

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

この式の右辺の微分を実行すると、以下の式を得る。

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

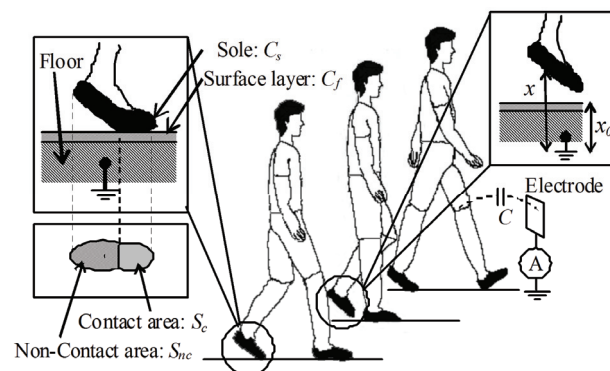


図1 歩行運動中の人体と床で形成される静電容量

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

被験者の歩行動作やベッド横たわり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。電位の時間的変化に伴い、電極には pA 程度の微弱な誘導電流が流れる。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 $40\mu\text{V}$ 、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。図 2 に静電誘導電流波形検出回路の概念図を示す。帰還抵抗 R_f は $3\text{T}\Omega$ 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を用い、商用周波数に起因するノイズをカットした。

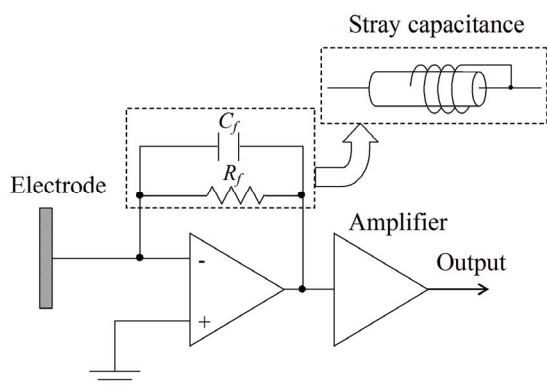


図 2 静電誘導電流波形検出回路の概念図

本研究で対象とする人体動作信号には、 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を用いても人体動作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、ワイヤレスで人体動作信号検出を可能とするモバイル型のポータブルワイヤレスセンサを製作した。

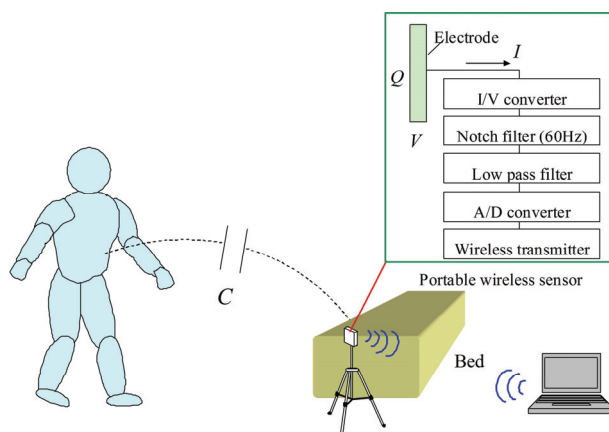


図 3 ベッド横たわり動作の計測配置図

ポータブルワイヤレスセンサについて以下に述べる。センサの静電誘導電流の検出性能を向上させることにより電極サイズの小型化が可能となり、ポータブル化が実現した。製作したセンサの電極サイズは 2cm 角の正方形である。スタンドアロン型で用いた計測と同様に、この電極に誘起される静電誘導電流 I は OP アンプを用いた I-V 変換回路により電圧に変換し、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。また、商用電力による誘導ノイズの影響を除去するため、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を挿入した。このセンサにより検出した静電誘導電流信号は、XBee を用いて短距離無線通信により 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 8 名の健常な男性 (22 歳～ 24 歳) の動作を検出した。被験者には、実験室内で 3m 離れたベッドに歩行して近づくベッドに横たわる。図 3 に計測配置図を示す。ベッドの高さは 47cm である。ベッドに横たわる状態で 5s 間静止した後、ベッドから起き上がり 3m 離れた位置に向かって歩行するという単純動作である。この動作を各被験者に 5 回ずつ実施してもらいデータを取得した。実験室内での歩行は各自の自然なペースで歩いてもらった。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、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。なお、ポータブルワイヤレスセンサはベッドの枕元から 50cm の位置に設置した。

4. 実験結果と考察

図 4 に歩行運動で検出された典型的な静電誘導電流波形を示す。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が検出されるという式(7)の予想と一致している。

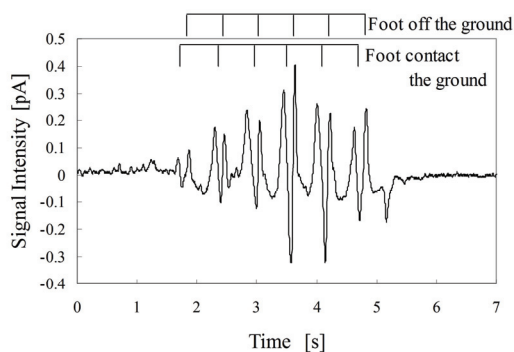


図 4 歩行運動による典型的な静電誘導電流波形

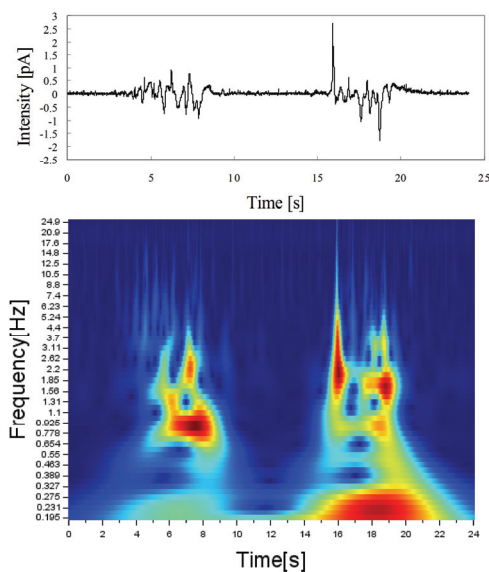


図 5 歩行着座動作波形とウェーブレット解析図

図 5 の上図に歩行してベッドに近づき、ベッドに横たわり 5 秒間静止した後に立ち上がり歩行運動する一連の動作により誘起された静電誘導電流波形の一例を示す。図 4 の上図の波形と下図のウェーブレット変換した図を比較すると、ベッドに近づく際の歩行運動による小さな周期的ピークが検出されていることが分かる。図 4 下図の 3 秒から 5 秒の範囲で周波数 3Hz から 12Hz の領域を見ると筋が周期的に検出されている。さらに 5.5 秒から 8 秒も間にベッドに横たわる際の人体動作波形が検出されている。その後、横たわった状態で 5 秒間静止しているため、静電誘導電流波形には信号は検出されていない。5 秒間の静止の後、ベッドから起き上がる際に強いピークが検出され、引き続き歩行運動によると思われる周期的な波形が検出されている。特にベッドから起き上がり歩行する際の信号には、ベッドに横たわる際に検出された波形に比べ、低周波領域の信号が強く含まれていることが分かる。このように、ベッドに横たわる動作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、それぞれの動作における経時的

な周波数の変化を可視化することができた。従って、ウェーブレット変換により、それぞれの動作の周波数特性を時系列で知ることができる。

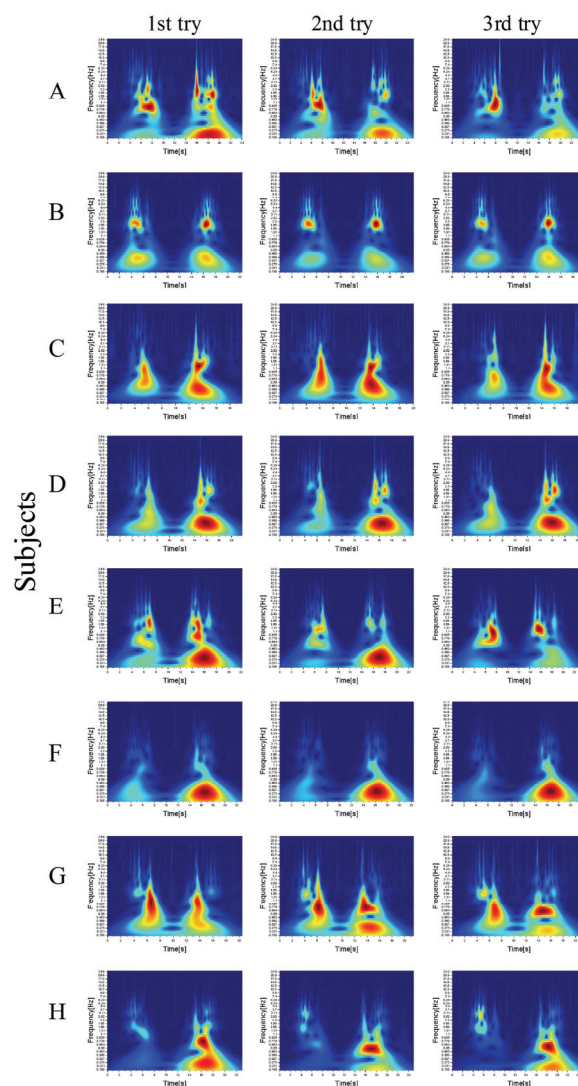


図 6 ウェーブレット解析図の比較

図 5 のウェーブレット解析結果から以下のことが分かる。3m の歩行運動の後にベッドに横たわる動作と、ベッドから立ち上がり歩行する動作の差異が明確に検出されている。また、図 5 の下図の 3Hz から 12Hz の周波数領域に周期的に検出されている筋は歩行運動の歩行周期に起因していると思われる。3Hz から 0.3Hz の間の周波数領域では、信号の弱い箇所がまだらに検出されており、歩行運動とベッドに横たわる動作、ベッドから起き上がり歩行する動作に起因した動作パターンの特徴を示していると考えられる。さらに、0.3Hz 以下の低周波数領域では、これらの動作の長周期変動に起因した信号が検出されている。

図6は 8 名の被験者により得られたウェーブレット解析図を

示している。動作の再現性を示すため、それぞれの被験者により得られた 3 回の動作を検出した結果を横に並べて示している。それぞれの被験者で得られた 3 枚の解析図を比較すると、いずれの被験者も類似したパターンが検出されていることが分かる。これは、本手法により被験者の動作の特徴を再現性よく検出できることを示している。さらに、各被験者間でウェーブレット解析図のパターンを比較すると興味深いことが分かる。まず、パターン全体を単純に比較すると、それぞれの被験者で固有のパターンが存在することが分かる。特に、歩行してベッドに横たわるまでの動作パターンとベッドから起き上がり歩行する動作のパターンが大きく異なる被験者が存在する。その一方で、例えば被験者 B のように歩行してベッドに横たわる動作パターンとベッドから起き上がり歩行する動作パターンに大きな変化がない被験者も存在している。また、3Hz から 0.7Hz の間の周波数領域では、信号の弱い箇所や強い箇所がまだらに検出されているパターンが、被験者毎に異なり被験者の動作の特徴を示していると思われる。さらに、低周波数領域のパターンを比較すると、例えば被験者 B のように、あまり低周波数領域に信号が出ていない被験者が存在する一方で、被験者 C や D 及び F のように低周波数領域に強く信号を示す被験者も存在しており、被験者固有の低周波動作の特徴が検出されている。

5. おわりに

筆者は、日常動作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、非接触で日常動作を検出することを試みた。日常動作の例として、歩行運動の後にベッドに横たわり 5s 間静止し、ベッドから起き上がり歩行するという一連の動作の検出を行った。その結果、本研究で用いた静電誘導電流を検出する手法により、これらの一連の動作を非接触で検出できることを明らかにした。さらに、ウェーブレット解析の結果から、3Hz から 0.7Hz の間の周波数領域では、信号の弱い箇所と強い箇所がまだらに検出されており、歩行運動とベッドへの横たわりと起き上がり動作に起因した動作パターンの特徴を示していることが分かった。また、各被験者間でウェーブレット解析図のパターンを比較すると、それぞれの被験者で固有のパターンが存在することが分かった。

参考文献

- [1] 井上 千絵美, 神先 秀人, 南澤 忠儀, 伊藤 寛和: しゃがみ動作の運動学・筋電図学的分析: 椅子への着座動作との比較一, Congress of the Japanese Physical Therapy Association 2011(0), Ab0693-Ab0693, (2012)
- [2] 藤井 隆太, 高木 綾一, 大工谷 新一, 鈴木 俊明: 表面筋電図による着座動作分析: 下部体幹筋群と膝関節周囲筋に着目して, Congress of the Japanese Physical Therapy Association 2006(0),

A0619-A0619, (2007)

- [3] 欺真田 隆一, 小川 鑑一: 着座動作に関する研究, バイオメカニズム学術講演会予稿集 22, 123-126, 2001-11-23 (2001)
- [4] 岡田 覚, 米山 裕子: 着座動作における着座直前時の仙骨可動性: 一加速度計による立位から着座動作時の仙骨可動域の特徴一, Congress of the Japanese Physical Therapy Association 2011(0), Aa0151-Aa0151, (2012)
- [5] V. Amoruso, M. Helali, and F. Lattarulo: "An Improved Model of Man for ESD Application", Journal of Electrostatics, Vol. 49, pp. 225-244 (2000)
- [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] T. Ficker: "Electrification of Human Body by Walking", Journal of Electrostatics, Vol. 64, pp. 10-16 (2006)
- [8] 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)

著者紹介

栗田 耕一(正会員)



1982 年 3 月東京理科大学理学部卒業。1987 年 3 月広島大学大学院工学研究科博士課程後期修了。同年三菱重工業株式会社技術本部広島研究所に勤務。2007 年 4 月より高知工業高等専門学校電気工学科教授、2009 年 4 月の改組により同校の電気情報工学科教授。2012 年 4 月より近畿大学工学部電子情報工学科教授、現在に至る。工学博士。主として静電誘導センサの開発、非破壊検査システム、非接触センシングシステムの開発に従事。電気学会、電子情報通信学会、計測・自動制御学会、日本機械学会、応用物理学会、モバイル学会の会員。