位相シフト法による新しいカフ無し連続血圧計の実現と体動中の血圧測定への応用

尾股　定夫 *，春田　峰幸 **，金子　純一 ***

Development of a New Cuffless Blood Pressure Device Using Phase Shift Technology and Its Applications to People in Body Movements

Sadao OMATA*, Mineyuki HARUTA**, and Junichi KANEKO***

*OST Lab. 合同会社（〒 963-8047　福島県郡山市富田東 6 丁 137 番地）
** 株式会社ピーアンドエム（〒 965-0845　福島県会津若松市門田町工業団地 11）
*** 福島県立テクノアカデミー郡山（〒 963-8816　福島県郡山市上野上 5 番地）
*Over Science & Technology Lab. LLC (6-137 Tomitahigashi, Koriyama, Fukushima 963-8047)
**P&M Co. (Aizuwakamatsu Factory 11, Monden-machi Industrial Park, Aizuwakamatsu, Fukushima 965-0845)
***Koriyama Techno Academy (5 Kaminoyama, Koriyama, Fukushima 963-8816)

1.　まえがき

“血圧”は日常の健康状態を知る重要な指標の一つとして，いつも気になるバイタルサインである。このため血圧計は一般の家庭でも手軽に使用され，今や世界中に普及している医療機器の一つである。特に，現在のカフ（圧迫帯）式血圧計はさまざまな技術改良と工夫によって家庭内でも簡便に使用できる医療機器として発展し，今や私たちの健康を維持するためにも多大な貢献をしている。

しかしながら，カフ式血圧計は運動中の血圧変動や入浴中の急激な血圧変化を知ることが不可能であることから，一拍毎の血圧を連続的に測定できる血圧計の実現が待望されてきた。現在，脈波の伝播速度から血圧を計測する PWV 法や圧力センサを利用したトノメトリー式血圧計で連続計測する手法も上市されているが，アスリートの運動や散歩のような体動中の血圧トレンド計測を目的としていない。しかも，現在の医療機器用血圧計の条件には「カフや圧迫帯を使用して測定する」ことが規定されているので，カフ無しの血圧測定手法は医療機器として不満足となる。しかも，カフや圧迫帯を利用しない血圧の測定法とカフ式血圧計の条件を同時に満足できる計測手法について検討することは極めて重要であるが，未だにこの種の研究課題についての報告は少ない。

一方，今日の携帯やスマフォを利用して遠隔医療システムを実現する新しいビジネスが世界中で活発に胎動している。このような新しいビジネスでも血圧情報は特に重要で，リアルタイムに計測できる新しいカフ無し血圧計デバイスの研究開発が世界中で行われている。しかも，将来の携帯やスマフォを利用した遠隔医療システムの高機能化には，血圧を簡便に計測する手法や，痛みの無い血糖値計など，さまざまなバイタルサインを精度良く計測できる新しいセンシングデバイスの開発研究が急務となっている。

そこで，われわれは携帯やスマフォにも搭載可能なカフ無し手法で，血圧を連続測定できる計測システムを実現するために，指尖脈波から血圧を求める画期的な「位相シフト法による自励発振システム」の研究開発を行ってきた。

本報告は指尖部の脈波（容積脈波または指尖脈波，以下では脈波に統一）から血圧を求める基本的な原理についてカフ式血圧計との比較検証を行い，リアルタイムで，しかもカフ無しで連続計測が可能な新しい血圧計の開発事例について述べたものである。

2.　位相シフト自励発振システム[1)~4)]

2.1　動作原理

今日のデジタル信号処理技術の進歩には目を見張るものがあるが，情報センシングは人間の“五感”に相当し，これはまさにアナログ領域である。バイタルサインのみならずさまざまな物性情報をセンシングするには，対象物体のアナログ信号を精度よく検出することが極めて重要であるが，今日のデジタル信号処理技術では目的の信号強度を高めるために，アナログ信号の位相情報については十分に配慮していない。

図 1 は一般的な光学センサによる脈波測定の一例である。図に示すように，LED などの半導体レーザ素子から指に放射された光の透過光や反射光を受光センサ (PT: Photo Transistor, PD: Photo diode) で脈波を検出するとき，脈波振幅特性は電圧や電流の変化として検出される。しかしながら，これらの特性は電圧・電流特性の強弱を表しているに過ぎないので利用できる情報量も限定的である。すなわち，脈波として検出される血管の拍動振幅や力学的特性に係わる物理情報を抜きにして，定量的な血圧測定や血液成分などを直接分析できる新しい計測システムの実現は不可能である。

図 2 は，これらの欠点を改善するために考案された「位

Copyright© The Japan Institute of Electronics Packaging

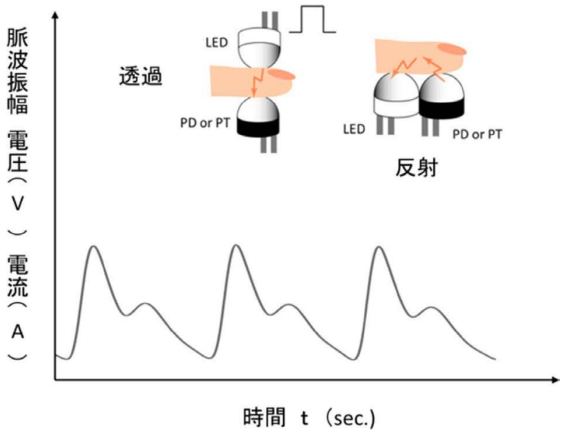

図 1.　光学デバイスによる脈波の電圧・電流振幅

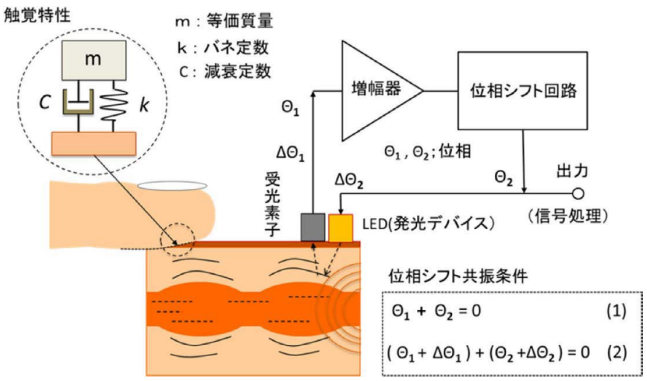

図 2.　位相シフト自励共振システムと触診の単自由度等価モデル

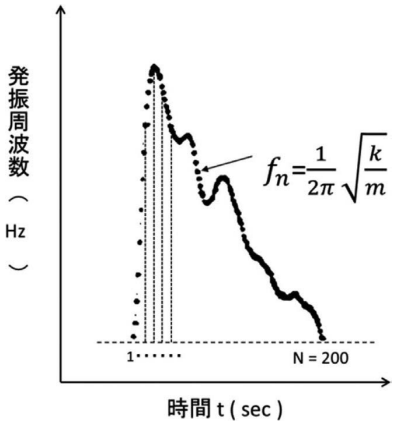

図 3.　脈波の周波数特性

相シフト自励発振システム」の原理で，図 3 は脈波の出力信号波形を示したものである。LED のレーザ光は心拍による血流の拍動と血液成分による吸収と反射特性の影響を受けながら常に変動するので，これらの光波特性を受光素子で検出する。このとき受光素子の出力信号は増幅器と位相シフト回路を介して LED 素子を直接駆動するので，LED の動作特性は受光素子の出力信号波によって直接制御され，発信源を必要としない。

ここに提案する位相シフト法による自励共振システムでは，電源投入時の受光センサの位相が Θ_1 であるとき，位相シフト回路を介した位相を Θ_2 とすると，式 (1) に示すように位相を常にゼロにシフトして自励発振を呈するように強制帰還回路として動作する。

次に，動脈血管が血流の拍動などによって変動すると血管内の血流も同時に変化するので，このときの受光センサの位相は $\Delta\Theta_1$ に若干シフトする。このとき位相シフト回路を介した強制帰還回路は自励発振を維持するために LED デバイスを駆動する入力信号の位相を $\Delta\Theta_2$ にシフトして，式 (2) の発振条件を満足するように回路全体は自励共振を持続する。

結局，位相を考慮した (1) 式の発振周波数が f_1 であるとき，血管の拍動や血流の変化によって位相差が微小変化したときの発振周波数は f_2 にシフトするので，下記の式 (3) の周波数シフト量 Δf から対象の物性変動をリアルタイムに求めることが可能となり定量的解析も容易となる。

$$\Theta_1 + \Theta_2 = 0 \tag{1}$$

$$(\Theta_1 + \Delta\Theta_1) + (\Theta_2 + \Delta\Theta_2) = 0 \tag{2}$$

$$\Delta f = f_1 - f_2 \tag{3}$$

このような位相シフト法による自励発振回路システムの動作原理には，極めて重要な特徴が包含されている。すなわち，この回路は一般的な発信源を持たないので，常に「位相シフトによる自励発振」として駆動できるように構築されていることから，対象物の物理的な変動などに常に追従する動作特性は，従来の PLL や帰還発振回路と異なる。特に，ここに提案された自励発振回路は数百 kHz で動作するので，高分解能で解析できることが有利となる。

2.2　脈波信号と血圧特性

一般に，手首などの橈骨動脈上に指をあてて血管の拍動を触診で知覚できるのは，指先の皮膚下にある神経細胞のパチニ小体によって機械的な変動を感覚的な振動圧の変化として脈波の強度や振幅の大きさなどを知覚すると言われている。

図 2 のように脈波の減衰特性による触圧振動は，機械的な質量 (m) とバネ定数 (k)，減衰定数 (C) の等価モデルとしても近似できるので，位相シフト法で計測される脈波特性は，図 3 のように一般的な機械振動の減衰波形として表示できる。このため脈波は位相共振の周波数関数で $f_0 = (1/2\pi)\sqrt{(k/m)}$ として速度共振にも変換できるので，脈波の拍動に伴う振動圧は圧力センサで検出する場合と同様の結果を得ることが可能となる。しかも速度共振は機械要素であるが，電気回路の電流共振でもあるので解析が容易。

ここでの重要な特徴は，単に脈波信号を光デバイスで検出した電圧や電流変化を V/F 変換や A/F 変換の周波数関数として解析するのではなく，脈波特性を速度共振の周波数関数 f_0 として直接計測できるように計測システム全体を構築したことが最大の特徴である。

Copyright© The Japan Institute of Electronics Packaging

図 3 の脈波は秒間 200 個のデータとしての一例であるが，取得された個々のデータは全てバネ定数の周波数関数として表示されているので，圧力センサで脈波変動を振動圧として検出する手法と同様な特性を持つことになる。したがって，本手法は脈波による拍動と圧変化を直接センシングできることから血圧値への変換が可能となり，しかも共振周波数シフトとして検出できるので，より一層の高分解能解析が期待できる。

以上のように，血管の拍動や血流による血圧特性は単自由度系の減衰振動特性として近似できるので，機械的なバネ定数と減衰特性から導出される周波数変化量の (3) 式を利用することで，脈波から血圧をリアルタイムに計測できる可能性を示唆している。

3. 位相シフト自励発振システムによる血圧の連続測定と動的血圧測定への挑戦

3.1 脈波から血圧を求めるための基礎実験

位相シフト法による新しい血圧測定手法を検討するために，脈波を利用した血圧への変換技術の構築と連続測定への可能性について，カフ式（圧迫帯）の手首用電子血圧計を基準に基礎的な検証を行った。

図 4 は位相シフト法で指先の脈波を約 10 拍程度測定して，次に手首の橈骨動脈上に固定した電子血圧計の圧迫帯（カフ）で血流を遮断して約 1 分間程度で血圧を測定する実験法で，ここでは常に脈波測定後に血圧測定を実施した。本計測システムは脈波の解析から求めた血圧演算値とオシロメトリック法などによる電子血圧計で求められた値との相関性を検証するための基本構成である。なお，LED および受光素子は精度や受光感度特性に関して特殊なものでなく，一般に入手が容易で安価な部品である。

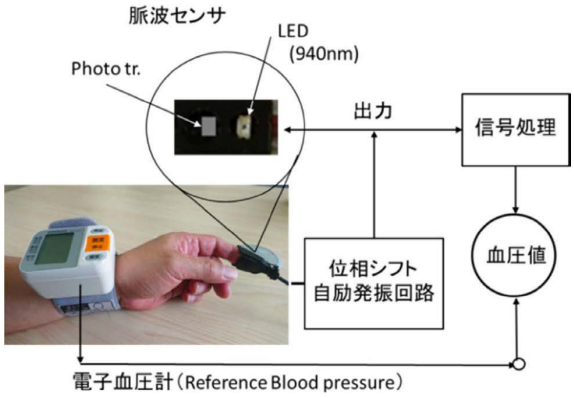

図 4.　脈波による血圧演算法の検証実験

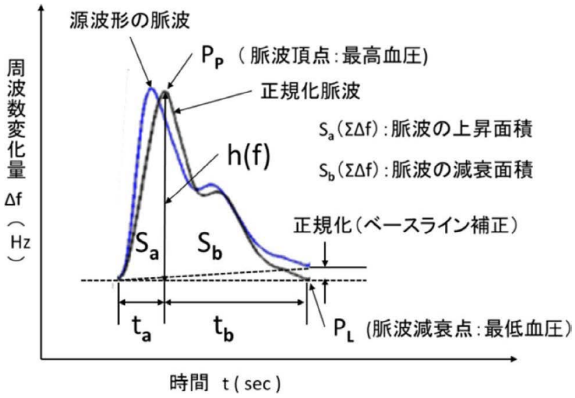

図 5.　脈波の補正と血圧演算解析パラメータ

図 5 は脈波の一拍波形であるが，脈波特性は周波数変化量 Δf として検出される。本システムで取得される脈波はサンプリングデータとして秒間 200～400 個であるが，一般に体動や呼吸などによって脈波のベースラインは常に変動しているので，図のようにノーマライズして補正する必要がある。また，光センサの感度特性や計測点の皮膚状態などの影響で検出される脈波振幅の大きさは異なるので，これらの影響を除外するためにも，脈波周波数特性の正規化は重要となる。さらに脈波の上昇時間 t_a および減衰時間 t_b のとき，脈波の頂点 h(f) は周波数関数として精度良く計測されていることが正しい血圧変換への条件となる。

図の脈波特性は頂点 P_p から減衰点 P_L を示す減衰特性が血管固有の振動特性であり，これらの減衰傾向は血流変動を含めた血管の物性特性に依存するので，脈波頂点 P_p は収縮期の最高血圧で，減衰点 P_L は拡張期の最低血圧を示す。また個々のデータは周波数関数として計測されるので，一拍毎の脈波が頂点に達するまでの時間 t_a と面積 Sa(Δf)，および頂点 P_p から減衰点 P_L 点までの時間 t_b と面積 $S_b(\Delta f)$ は，速度共振による周波数関数となるので脈波振幅特性をバネ定数による機械的な過度特性として解析できる。

特に，上記のように各々のパラメータはノーマライズされるので，脈波から演算される血圧レベルは脈波振幅の大小による誤差の影響が少ないのも大きな特徴である。

3.2 脈波から血圧をもとめる解析手法

脈波を利用して血圧を求める場合の演算パラメータは前記したように，指先の脈波を検出する光センサと位相シフト回路で構成された計測システム全体が速度共振として駆動されていることが鍵となる。すなわち，血管内の血流変動に伴う血流量の変化や血管の物理的な振動特性を含めて，皮膚下に放射された光の吸収と反射特性を検出する受光素子の出力信号が位相シフト回路の自励共振を誘導し，センサを含めた回路全体は速度共振時の電流共振による周波数シフト量 (Δf) として変動する。

これらの動作特性を検証するための実験として，図 4 に示す計測手法で男性 6 名，女性 1 名が，約 90 段の階段を一往復する運動を実施して，運動前後での脈波を 10 秒間測定し，次にカフ式電子血圧計で手首の橈骨動脈に関する血圧測定を行った。

図 6 および図 7 は上記の実験結果で，脈波から求められる拍動の周期と周波数上昇率および減衰特性のパラメータ

Copyright© The Japan Institute of Electronics Packaging

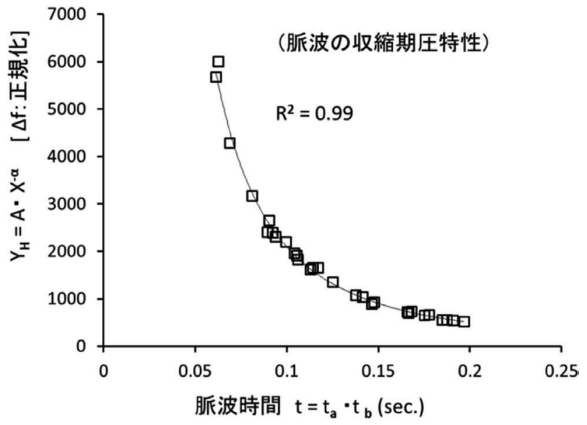

図 6.　脈波の収縮期圧特性

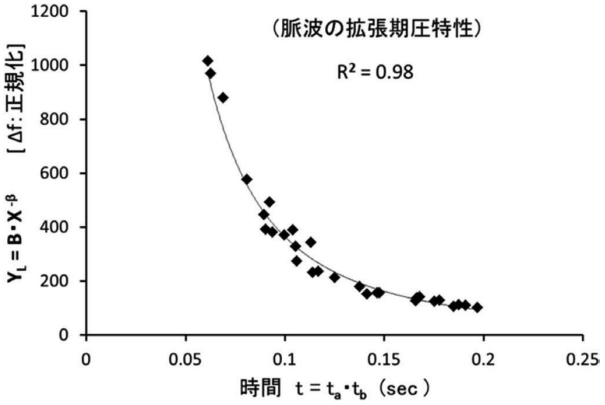

図 7.　脈波の拡張期圧特性

を解析して，図 5 に示す圧脈波の上昇時間 t_a と減衰時間 t_b を $t = (t_a \cdot t_b)$ としたときの周波数シフト量を正規化した結果から脈波の収縮期圧と拡張期圧をまとめた結果である。

これらの特性は，脈波の 3～5 拍時の速度共振周波数を解析した結果で，脈波の減衰特性が電子血圧計の収縮期圧である最高血圧と拡張期圧の最低血圧に対応する。図 6 の周波数変化量 Δf は収縮期圧の最高血圧による脈波振幅の変動が大きいので周波数シフト量 (Y_H) も大きくなり，図 7 に示す拡張期の最低血圧では周波数シフトレベル (Y_L) が小さくなる結果を示すが，いずれの場合も高い相関特性として解析できる。なお，グラフの式に示す A，B は定数，α，β は減衰定数である。

図 8 は，カフ式電子血圧計による収縮期圧の最高血圧と拡張期圧の最低血圧を基準 (Reference Blood Pressure) として，図 6 および図 7 の演算から求めた各々の血圧レベルをクラーク・エラー・グリッド (Clark error grid) のグラフにまとめた結果である。図のように脈波から演算した最高血圧と最低血圧は誤差 10% の A ゾーンレベルの範囲内にあり，相関係数は r = 0.92 であった。

脈波特性から演算した血圧値は概ね良好な結果であるが，図 4 に示すように電子血圧計と脈波計測では同時測定が不可能であったので，脈波から求めた血圧誤差は測定基

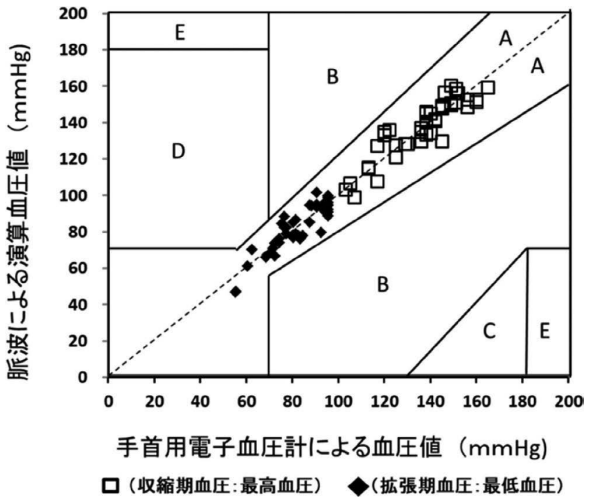

図 8.　脈波による血圧測定とクラークエラーグリッドによる評価

準とした電子血圧計の測定値に依存する。理由はカフ式電子血圧計による血圧測定に約 30 秒間要するので，血圧値として取得されたときの波形と血圧演算に利用した脈波には若干時間的な相違があるので誤差の原因となり易い。しかしながら，これらの実験データを集積することにより脈波を利用して血圧を求める精度が増すことは言うまでもない。

ところで上記の実験結果は，指先の毛細血管での収縮と拡張に伴う脈波を光センサで測定しているので手首の橈骨動脈血管の拍動と異なる印象を受けるが，圧電セラミック (PZT) による超音波素子で橈骨動脈血管の拍動振幅と指先での脈波を同時測定した結果，相関係数は 1 に近く問題は少ない。ただし，弱点として冬季には指先の毛細血管が収縮する影響があるので，運動選手や日常生活の血圧変動をリアルタイムに測定する場合，実用的には衣服内の腕や耳穴，または胸骨上に光センサ素子を固定して連続測定することが望ましい。

4.　まとめ

動脈血管の拍動による脈波特性から血圧をリアルタイムに計測する手法は，従来のカフ法によるコロトコフ音やオシロメトリック法による電子血圧計と全く異なるので，新しい血圧計として導入するにはさまざまな問題点も多数指摘されることであろう。しかも従来の計測手法には無い「位相シフト自励発振システム」で測定される脈波から血圧に変換できるアルゴリズムは前例のない手法でもあり，現在のカフ式電子血圧計で測定される血圧値との相関性を含め定量的な評価検証が今後の課題となる。

しかしながら，血圧測定の概念が生まれてから約 200 年を経た今も，未だ一拍毎の血圧を測定できる新しい計測手法が実現されてこなかったのは不思議であるが，ここに提案されているような一拍毎の脈波から血圧を求める手法は，あくまでも One of Them であるが，携帯やスマフォに

Copyright© The Japan Institute of Electronics Packaging

よる遠隔医療システムへの実現に向けて，カフ無し連続血圧計の実用化についての議論が高まることを期待したい。さらに，本手法の特徴はアスリートやジョギングによる体動中の血圧変動のみならず，疾病などによる急激な血圧変動の要因をリアルタイムに測定することができるので，従来のカフ式血圧計の欠点を補うことができることから全く新しい血圧変動の解析が可能となり，各方面への応用展開も期待できる。

本稿の「位相シフト自励発振システム」は主に血圧測定への応用について述べたものであるが，対象物の位相現象と本システムの位相シフト共振法を融合することにより，従来の計測法や分光分析に最大の効果を発揮できることにある。特に，現在の分光分析機器では位相を重視した解析手法が考慮されていないので，検量線を利用して対象物の濃度測定を実施しているのが現状で，定量的測定法が実現していない。

例えば，糖尿病患者には毎回，食前に採血して血糖測定を実施することが義務付けられているので，「痛みの無い非侵襲血糖値計」は永年の夢であるが，世界中の研究機関の努力にもかかわらず患者に優しい血糖値計の実現は不可能であった。その最大の理由は，血糖値に関与しているグルコースの偏光特性に適用できる位相技術の実現が困難であったことも原因の一つであるが，われわれは本稿に提案した位相シフト技術を応用して，すでに患者に優しい痛みの無い非侵襲血糖値計の試作開発に成功した[5)]。

結論として，光や電磁波のように一般的な波の伝播では吸収と反射に係わる位相特性を計測システムに積極的に導入することにより，血圧測定のみならず新しい分光分析技術への応用展開が期待できる。しかも次世代の信号処理技術においても成分分析や濃度分析を含めた定量的解析法が構築できるので，この古くて新しい位相シフト法による自励発振技術についての理解がさらに深まることを願いたい。

（2020.5.7- 受理）

文　　献

1) 尾股定夫：血圧測定装置，2018　特許 6339178　Cyberdyne
2) 尾股定夫：血圧測定システム，特願 2017-109063　Cyberdyne
3) 尾股定夫：“Frequency deviation detecting circuit and measuring apparatus using the frequency deviation detecting circuit,” 1998 US patent US5766137. Sadao Omata
4) 尾股定夫：“Biological properties check using light,” 2009 US paten US7583383B2, Nihon University
5) S. Omata and M. Haruta: “A new noninvasive blood glucose detection technology for mobile phones or smartphones,” IEEE GCCE2019, 335–339

著者紹介

尾股定夫（おまた　さだお）
工博
1995 日本大学教授
2015 CYBERDYNE, INC. 主席研究員・フェロー
2020 Over Science & Technology Lab 合同会社代表
1992 スウエーデン王立ウメヲ大学医学部客員研究員
1992–1993 スタンフォード大学医学部客員研究員
2005 スウエーデン王立ウメヲ大学名誉博士
2010–2012 福島県立医科大学特任教授

春田峰幸（はるた　みねゆき）
博士（工学）
2008 日本大学大学院工学研究科電気電子工学専攻博士後期課程
2008 日本大学工学部博士研究員
2010 福島県立医科大学 器官制御外科学講座研究員
2012 日本大学工学部博士研究員
2014（株）ピーアンドエム

金子純一（かねこ　じゅんいち）
2009 日本大学大学院工学研究科電気電子専攻修了
2009 福島県立テクノアカデミー郡山職業能力開発短大教員
2020 福島県立テクノアカデミー郡山職能短大知能デザイン学科教員

Copyright© The Japan Institute of Electronics Packaging