

# 衣服スケールのメアンダコイルによるバッテリーレスセンサの高感度な無線読み取り手法

高橋 亮<sup>1,a)</sup> 雪田 和歌子<sup>1,b)</sup> 笹谷 拓也<sup>1,c)</sup> 横田 知之<sup>1,d)</sup> 染谷 隆夫<sup>1,e)</sup> 川原 圭博<sup>1,f)</sup>

**概要:** 複数のウェアラブルセンサを衣類などに配置することで、日常生活で常時、健康管理や行動認識ができる一方で、ユーザには複数のセンサを定期的に充電する負担が生じる。そこで、環境発電や無線給電技術を活用し、アクティブセンサを駆動することが考えられる。しかし、これまで提案された衣類型発電・送電器は伸縮性・軽量性に富む一方で抵抗率の高い導電糸などにより実装されるため、電力損失が大きい。ゆえにセンサへ給電せずとも、リーダコイルを介してバッテリーレスなセンサを無線で読み取るパッシブインダクティブテレメトリ (PIT) 技術に着目する。本論文では PIT と人体との磁氣的干渉を回避できるメアンダコイルとを組み合わせることで、人体に配置されたセンサを読み取ることができる、高感度な衣類型リーダコイルを提案する。

**キーワード:** 無線センシング, パッシブインダクティブテレメトリ, バッテリーレス, コイル

## 1. はじめに

生体情報や周辺環境などを常時把握できるウェアラブルセンサの普及に伴い、人体や衣服へ配置された複数のセンサのデータ収集を Bluetooth などにより行うボディエリアネットワーク (BAN) が注目されている。これにより、体型・用途に応じてセンサを適切に配置するだけで、個々人に適した健康管理や長期に渡るユーザの行動認識などを自動で行うことができる。

現状の BAN は、ユーザが定期的に複数のセンサを充電する必要がある。ゆえに、データ収集のみならず充電作業も自動で行うシステムが研究されてきた。単純には、衣服全面へ導電糸による給電・通信用配線を実装することで、衣服・人体上に置かれたセンサと電氣的に接触するため、センサへの有線給電とセンサとの有線通信を衣類を介して行うことができる [15]。しかし、センサと衣服の電氣的接続のために配線を剥き出しにする必要があるため、人体への電氣的刺激などの危険が伴い、人体への安全性を保証することは難しい。また、センサを接続する度に配線が摩擦するため、配線の耐久性は低い。

そこで、衣類型の送電デバイスと受電機能を備えたセンサとの物理的接触のみでセンサへ給電する無線給電方式が提案された [7], [10], [11], [19]。これにより電氣的接続が不要となるため人体に安全であり、さらに電氣的接続による配線の摩擦はない。例えば、Lin らは伸縮性のある導電糸により送電コイルアレイを衣類へ裁縫し [11]、Tian らは導電布を楕円に切り取り送電アンテナを作製し、衣類へ貼り付けした [19]。いずれも無線給電用のチャンネルを介して、無線通信も行うことができる。しかし、いずれの送電デバイスも抵抗率の高い導電糸により実装されるため、給電効率が数%を下回る。ゆえに、センサへ嵩張るバッテリーを搭載する必要がある。さらに、送電デバイスとセンサのサイズ比が大きいと給電効率は更に下がるため、衣服型の送電デバイスは小さなセンサのサイズに合わせる必要がある [18], [20]。これでは、センサの位置合わせが要求されるのみならず、センサの位置を調整する場合は送電デバイスのパターンを再設計する必要がある。

そこで、センサへ給電せずとも、リーダコイルを介してバッテリーレスセンサのセンサ値を無線で読み取るパッシブインダクティブテレメトリ (PIT: Passive Inductive Telemetry) 技術に着目する [4], [8], [12], [13]。PIT により、センサ側はバッテリーを搭載する必要はなく、リーダ側は抵抗率の高い導電糸により実装できる。さらに、従来の PIT と比べ約 100 倍感度の高い高感度な PIT [17] を活用する。これにより、図 1 で示すように、リーダコイルを衣

<sup>1</sup> 東京大学/The University of Tokyo

a) takahashi@akg.t.u-tokyo.ac.jp

b) yukita@bhe.t.u-tokyo.ac.jp

c) sasatani@akg.t.u-tokyo.ac.jp

d) yokota@ntech.t.u-tokyo.ac.jp

e) someya@ee.t.u-tokyo.ac.jp

f) kawahara@akg.t.u-tokyo.ac.jp



図 1 双子のメアンダコイルの概要.

Fig. 1 Overview of Twin Meander Coil.

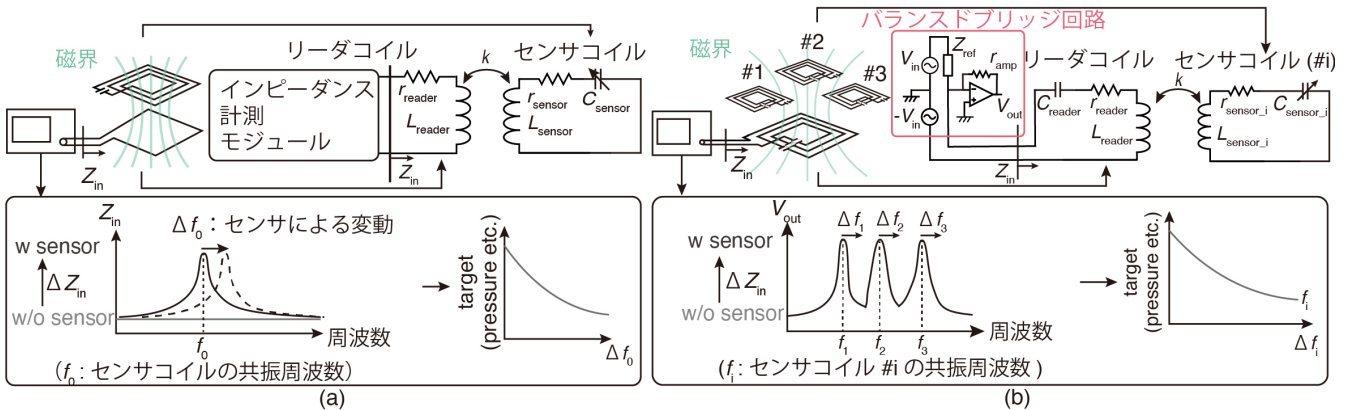


図 2 (a) 従来のパッシブインダクティブテレメトリ (PIT) と (b) 高橋らによる高感度な PIT の概要 [17].

Fig. 2 Overview of (a) conventional passive inductive telemetry (PIT) and (b) highly sensitive PIT employed in TelemetRing [17].

類全面へ拡大しても、小さなセンサコイルからのセンサ値を非常に弱い磁氣的結合を介して、読み取ることができる。

## 2. パッシブインダクティブテレメトリ (PIT: Passive Inductive Telemetry)

図 2 (a) で示すように、PIT ではセンサコイルとリーダコイルとの磁氣的結合 ( $\omega M$ ) を利用して、センサコイルのセンサ値の変動 ( $Z_{\text{sensor}}$ ) をリーダコイルの入力インピーダンス ( $Z_{\text{in}}$ ) から無線で読み取る ( $Z_{\text{in}} = Z_{\text{reader}} + (\omega M)^2 / Z_{\text{sensor}}$ ) [8]. センサコイルはパッシブな素子のみで実装されるため、バッテリーは不要である。また、リーダコイルはわずかな電力で微弱な磁界を発生させるのみでよいため、導電糸により実装できる。しかし衣服全面へリーダコイルを実装した場合、小さなセンサコイルとのサイズ比が大きくなり磁氣的結合が弱くなる。ゆえに、 $Z_{\text{in}}$  の変化が微小となり従来の PIT では、感度が足りず検知できない。

我々はこの課題を解決するために、図 2 (b) で示すように、磁氣的結合が非常に弱い状況 ( $k : \sim 0.005$ ) で動作する、高感度な PIT を開発した [17]. これは  $Z_{\text{in}}$  の微小な変化を検知可能なバランスドブリッジ回路 [17] を用いた。具体的には、リーダコイル ( $Z_{\text{reader}}$ ) と広帯域に渡ってインピーダンス整合するリファレンス素子 ( $Z_{\text{refer}} = Z_{\text{reader}}$ ) をチップ素子などで組むことで、ブリッジ回路の感度を最

大限高めた。これにより、磁氣的結合が非常に弱い状況でも、 $Z_{\text{in}}$  の微小な変化が  $V_{\text{out}}$  を介して十分な変化として現れるため、センサ値を検知できる。また、周波数分割多重化により複数のセンサコイルを同時に読み取ることができる。ゆえにこの高感度な PIT を活用し、衣服スケールの PIT を目指す。

しかし、通常の渦巻状のコイルを衣服全面へ実装した場合、体内へ比較的強い電磁界が浸透するため、誘電体である人体との電磁氣的干渉が生じる。ゆえに、磁氣的結合が非常に弱く不安定となる ( $k : \sim 0.001$ )。また、導電糸で構成されたリーダコイルは特有の周波数特性を示す。ゆえに、チップ素子で広い周波数帯域に渡ってインピーダンス整合をとることが難しい。

## 3. 双子のメアンダコイル

### 3.1 システムの概要

上述した課題の解決に向け、筆者らは図 3 (a) で示すように、2つの同一なメアンダコイルと高感度な PIT [17] とで構成されるシステム、**双子のメアンダコイル**を提案する。これは、(i) 衣服近傍のみしか電磁界が生じないメアンダコイルにより人体との干渉を軽減することで、磁氣的結合を安定させ ( $k : \sim 0.02$ )、(ii) 各コイルはもう片方のコイルとインピーダンス整合を取るためのリファレンス素子と

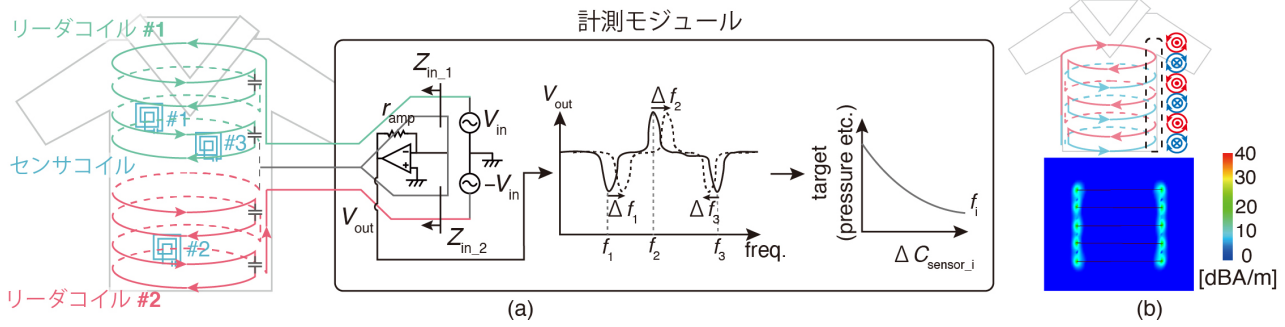


図 3 (a) 提案する双子のメアンダコイルのシステム概要と (b) メアンダコイルの磁界分布。  
 Fig. 3 (a) System overview of Twin Meander Coil and (b) H-field generated by meander coil.

して機能するため、広帯域でのインピーダンス整合が実現できる。

### 3.2 コイル形状

上述するように、一般的な渦巻状のコイルでは誘電体である人体との電磁氣的干渉を回避できない。そこで、ウェアラブルセンサの多くが衣類近傍へ配置されることに着目し、衣服近傍へ強い電磁界を閉じ込めるメアンダコイル [9], [16] を用いる。これは時計回り・反時計回りを交互に繰り返しながらコイルを構成するため、図 3 (b) で示すように、体内では互いに打ち消し合う向きに磁界が生じる一方で衣服近傍では互いに強め合う向きに磁界が生じる。ゆえに、人体への電磁界の浸透を抑制し、尚且つ、衣服近傍に配置されたセンサコイルとの安定した磁氣的結合を構築できる。また、一筆書きの単純な片面パターンであるため、編み機・織り機などの衣服製造機械と導電糸を用いて容易に作製できる。

### 3.3 双子のメアンダコイルによるインピーダンス整合

高感度な PIT に向け、インピーダンス整合されたバランスドブリッジ回路が求められる。従来は、リーダコイルのインピーダンス特性に応じて、チップ素子でリファレンス素子を組む。しかし、導電糸で作製されたリーダコイルとチップ素子で実装されたリファレンス素子では、周波数に応じたインピーダンス特性が異なるため、インピーダンス整合が非常に狭い帯域でしか取れず、バランスドブリッジ回路が機能しない。

この課題を説明する前に、バランスドブリッジ回路の動作原理を説明する。バランスドブリッジ回路はブリッジ回路の一つであり [2], リファレンス素子 ( $Z_{ref}$ ) とリーダ素子 ( $Z_{reader}$ ) とのインピーダンス整合 ( $Z_{ref} = Z_{reader}$ ) により、リーダ素子の微小なインピーダンス変化を出力電圧を介して検知できる。TelemetRing [17] では、チップ素子による実装されたリファレンス素子とフレキシブル基板上に実装されたリーダコイルとのインピーダンス整合を広帯域で実現することで、式 2 で示すように、リーダコイル

の微小なインピーダンスの変動を検知できる。式 2 では、図 2 (b) で示すように、センサコイル # $i$  の共振周波数  $f_i$  における、ブリッジ回路の入出力電圧 ( $V_{in}$ ,  $V_{out}$ ) の関係を示す。また、 $\Delta Z_{in}(f_i)$  はセンサコイル # $i$  のセンサ値の変動により生じるリーダ側のインピーダンス変動を示す。共振周波数が異なる他のセンサコイル ( $Z_{sensor}(f_j)$  ( $j \neq i$ )) は共振周波数以外ではインピーダンスが大きいため、センサコイル # $j$  ( $\neq i$ ) のセンサ値の変動による  $Z_{in}(f_i)$  への影響はほぼない。ゆえに、TelemetRing では、複数の指輪型センサコイルへ異なる共振周波数を割り当て、出力信号 ( $V_{out}$ ) の振幅・位相スペクトル上で各センサコイルの共振周波数における振幅・位相を測定することにより、複数のセンサ値の変動を区別しながら検知した。

$$V_{out}(f_i) = -r_{amp} \left( \frac{V_{in}(f_i)}{Z_{ref}(f_i)} - \frac{V_{in}(f_i)}{Z_{in}(f_i)} \right) V_{in}(f_i) \quad (1)$$

$$= -r_{amp} \frac{\Delta Z_{in}(f_i)}{Z_{ref}(f_i)^2} V_{in}(f_i) \quad (2)$$

しかしながら、導電糸で作製されたリーダコイルとチップ素子で実装されたリファレンス素子とで広帯域なインピーダンス整合を取ることは難しい。なぜなら、図 4 で示すように、導電糸で作製されたリーダコイルのインピーダンス特性とリファレンス素子のインピーダンス特性が非常に異なるからである。図 4 (b) に、図 4 (a) で示すようなリーダコイルとリファレンス素子とのインピーダンス特性を示す。これから、リーダコイルのインピーダンスの実部は導電糸間に生じる浮遊容量により非線形となるため、リファレンス素子のインピーダンスの実部における特性と大きく異なる。ゆえに、リーダコイルとリファレンス素子とのインピーダンス整合された周波数帯は非常に狭い。

バランスドブリッジ回路により高感度な PIT を実現するためには、衣類型リーダコイルと同様のインピーダンス特性を備えるリファレンス素子が必要となる。そこで、図 3 (a) で示すような、2つの同一のメアンダ形状のリーダコイルによりインピーダンス整合をとる手法を提案する。こ

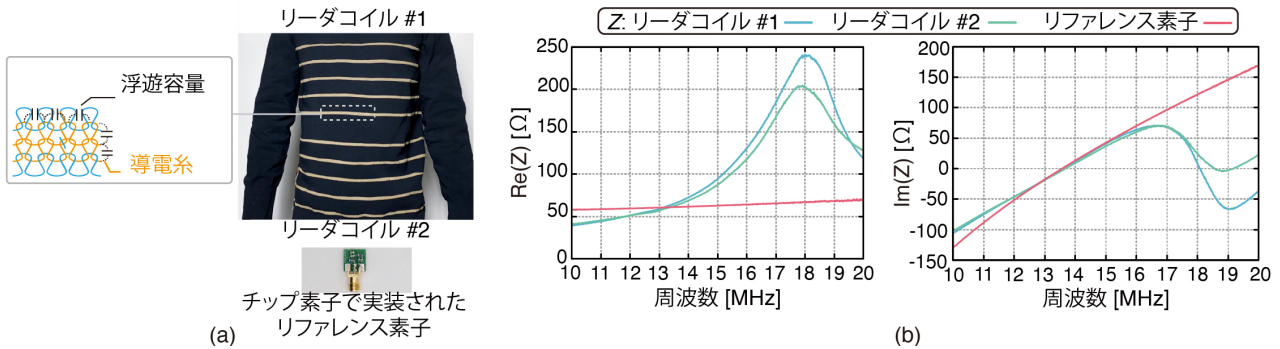


図 4 (a) 導電糸で作製された 2 つのメアンダ形状のリーダコイルとチップ素子で実装されたリファレンス素子. (b) 2 つのリーダコイルとリファレンス素子の 10 MHz から 20 MHz でのインピーダンス特性.

Fig. 4 (a) The two identical meander-shaped reader coils and the reference element. (b) The impedance characteristics of the two reader coils and the reference element ranging from 10 MHz–20 MHz.

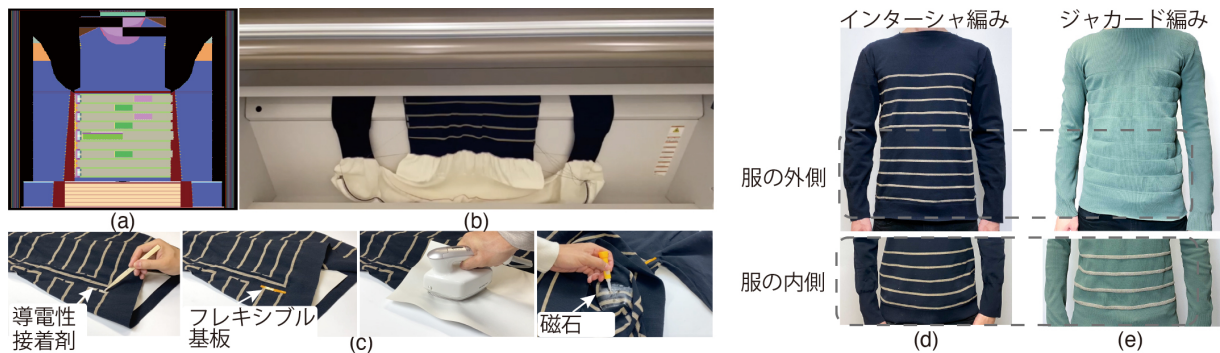


図 5 (a) (b) 衣類型リーダコイルの作製過程. (c) インターシャ編み, (d) ジャカード編みによる衣類型リーダコイルのプロトタイプ

Fig. 5 (a)(b) Fabrication process of clothing-based reader coil and (c)(d) the prototype implemented by (c) intarsia knitting and (d) jacquard knitting.

れにより、2つのリーダコイルはリーダとして機能するだけでなく、他のリーダコイルに対するリファレンス素子と機能する。2つのコイルは広帯域でほぼ同様のインピーダンス特性を備えるため、図 4 (b) で示すように、広帯域でのインピーダンス整合を実現できる。さらに、メアンダコイルは配線の周りでしか強い電磁界が生じないため、2つのリーダコイルを近くに配置した場合でも電磁氣的干渉が生じない。式 4 に、提案するインピーダンス整合によるバランスドブリッジ回路の出力電圧を示す。式 4 の出力結果は、2つのリーダコイルのいずれかにセンサコイルを置くと出力電圧の正負が変わるが、式 2 と同様に微小なインピーダンス変化 ( $\Delta Z_{in}$ ) を検知できることが分かる。

$$V_{out}(f_i) = -r_{amp} \left( \frac{V_{in}(f_i)}{Z_{in.1}(f_i)} - \frac{V_{in}(f_i)}{Z_{in.2}(f_i)} \right) V_{in}(f_i) \quad (3)$$

$$= \begin{cases} r_{amp} \frac{\Delta Z_{in.1}(f_i)}{Z_{in.1}(f_i)^2} V_{in}(f_i) & \text{センサ\#i is on リーダ\#1} \\ -r_{amp} \frac{\Delta Z_{in.2}(f_i)}{Z_{in.2}(f_i)^2} V_{in}(f_i) & \text{センサ\#i is on リーダ\#2} \end{cases} \quad (4)$$

## 4. 実装

本章では、双子のメアンダコイルのプロトタイプの実装方法について、衣類型リーダコイル、センサコイル、計測モジュールの順に説明する。

### 4.1 衣類型リーダコイル

図 5 に衣類型リーダコイルのプロトタイプとその作製手法について示す。まず、図 5 (a) で示すように、ホールガーメント (MACH2XS 15S, Shima Seiki) と呼ばれる編み機により、導電糸 (AGposs, Mitsufuji Corporation) などを編むことで衣類型リーダコイルを実装する。ホールガーメントは無裁縫で 3 次元状の衣類を編み出すことができるため、高度な技術が求められる衣類の縫製作業をする必要がない [1], [14]。次に、図 5 (b) で示すように、チップコンデンサを搭載したフレキシブル基板を導電性接着剤により衣類型リーダコイルの配線上へ接着し、計測モジュールとのコネクタ用に 3 つの磁石を瞬間接着剤により衣類の内側へ接着する。チップコンデンサにより、リーダコイルの共振周波数は ISM バンドの一つである 13.56 MHz へ調整



図 6 (a) 計測モジュールのプロトタイプと (b) 5つの異なるセンサコイルの読み取り結果。

Fig. 6 (a) Prototype of measurement module and (b) its readout result of the five different sensor coils.

した。

この作製過程により実装した衣類型リーダコイルのプロトタイプを図 5 (c) (d) に示す。図 5 (c) はインターシャ編みにより編み、図 5 (d) はジャカード編みにより編んだものである。インターシャ編みは導電糸と通常の糸を切り変えながら編むため、衣類型リーダコイルの配線が剥き出しになる一方で、ジャカード編みは導電糸を隠すように通常の糸と導電糸の 2つを同時に用いて編むことができるため、リーダコイルの配線を隠すことができる。ただし、ジャカード編みは配線部分の編み時間がインターシャ編みに比べ、長くなる。

#### 4.2 バッテリレスなセンサコイル

次に、センサコイルについて述べる。図 1 で示すように、ここでは ID センシング、タッチセンサ、回転センシング、圧力センシング用の 4つのセンサコイルを実装した。センサコイルは 3cm × 3cm のフレキシブル基板上にコイルとセンシング用のコンデンサが実装された。ID センシング用に、センサコイルの共振周波数が 11.56 MHz, 12.56 MHz となるようにチップコンデンサを用いて 2つの ID センサコイルを実装した。回転センシング用には、回転により静電容量が変わる可変コンデンサ (BFC280905217) とチップコンデンサをコイルへ並列接続することで、共振周波数が 13.46 MHz となるように調整した。タッチセンシング用には、楕形の電極を実装し、更にチップコンデンサを並列に接続することで、共振周波数が 13.66 MHz となるように調整した。圧力センシング用には圧力により抵抗値が変わる FSR402 とチップコンデンサを並列に接続することで、共振周波数が 14.56 MHz, 15.56 MHz となる 2つの圧力センサコイルを実装した。これにより、共振周波数の値により固有の ID が分かる ID センサコイルと、回転・タッチ・圧力により静電容量が変わる、すあわち共振周波数が変わる回転・タッチ・圧力センサコイルを実現した。

#### 4.3 計測モジュール

最後に、計測モジュールについて述べる。図 6 (a) で

示すように、計測モジュールは、MCU (Arduino Nano 33 BLE)、信号生成器 (AD9532)、バランスドブリッジ回路 (3つの OPA356 で構成)、振幅検出器 (AD8302)、Lipo バッテリ、コネクタで構成される。信号生成器は 11 MHz から 16 MHz までの信号を 25 kHz 間隔で出力する。この生成された信号はバランスドブリッジ回路を介し、振幅検出器へ伝わる。振幅検出器へ接続された MCU は振幅検出器からの出力を元に振幅スペクトルを算出し、その結果を外部の PC へ Bluetooth を通し、1 秒毎に伝える。図 6 (b) に、異なる共振周波数を備える 5つのセンサコイルが衣類へ配置された場合の振幅スペクトルの結果を示す。これから振幅スペクトル内の鋭いピーク (図 6 (b) の赤丸) を検出することで、5つの異なる共振周波数を判別できることが分かる。

### 5. 評価

#### 5.1 インピーダンス整合された周波数帯域

まず、双子のメアンダコイルによるインピーダンス整合の有効性を検証するために、ユーザの様々な状況におけるインピーダンス整合された周波数帯域を調べた。具体的には、2つのリーダコイルによるインピーダンス整合された周波数帯域について、ユーザが立っている時、座っている時、睡眠時、前屈時、ジョギング時について各々調べた。ユーザが立っている時に関しては、4.1 章で示した編み方の異なる 2種類の衣類型リーダコイルを用いた。インピーダンス整合された周波数帯域に関しては、インピーダンスの差が  $(\omega M)^2 / r_{\text{reader}}$ ,  $k: 0.02$  を下回る周波数帯域とした。この閾値を下回れば、振幅スペクトルにおいて共振周波数におけるピークが正確に検知できる。

図 7 に 2つのリーダコイルにおけるインピーダンスの差を示す。図 7 (a) (b) で示すように編み方によらず、インピーダンスの差が閾値を下回る周波数帯 (インピーダンス整合された周波数帯) は約 5 MHz 程度である。図 7 (c) (d) で示すように、ユーザが立っている状態に加え、座っている状態、寝ている状態においても、2つのリーダコイルが変形していなければインピーダンス整合された周波数

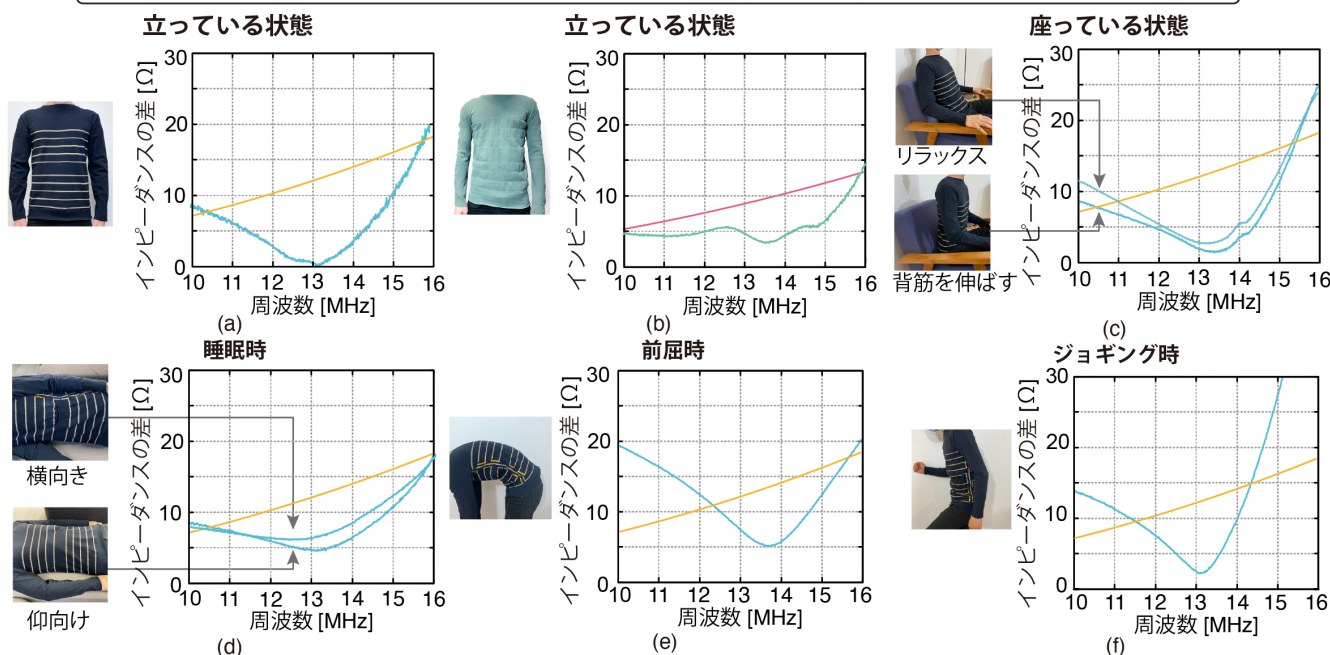


図 7 ユーザが (a) (b) 立っている時, (c) 座っている時, (d) 睡眠時, (e) 前屈時, (f) ジョギング時における, インピーダンス整合された周波数帯域の評価。

Fig. 7 Evaluation of impedance-matched frequency band when user is (a)(b) standing, (c) sitting, (d) sleeping, (e) bending, and (f) jogging.

帯は同様に約 5 MHz 程度である。ただし, 図 7 (e) で示すように, 前屈時に 2 つのリーダコイルが変形している場合はインピーダンス整合された周波数帯が約 3 MHz と狭くなる。さらに, 図 7 (f) で示すように, ジョギング時, すなわちユーザが静止していない時も同様にリーダコイルの変形が生じ, インピーダンス整合された周波数帯が約 2 MHz と狭くなる。これから, 現状の双子のメアンダコイルは, ユーザが立っている・座っている・睡眠時など, ユーザが静止しコイルの変形がほぼない場合において正常に機能することが分かる。

## 5.2 洗濯に対する耐久性

次に, 実装した衣類型リーダコイルの洗濯に対する耐久性を調べた。耐久性を調べるために, 図 5 (c) で示したプロトタイプを 3 つ用意し, それらを洗濯機で洗い, その後風乾燥した。この作業を 10 回繰り返した後, 2 つの異なる ID センサコイルを検知できるかどうかを確認した。その結果, 50 回の洗濯後, 1 着はチップコンデンサがフレキシブル基板から外れたため機能しなくなり, 60 回の洗濯後, 他の 2 着も同様の理由で動作しなくなった。洗濯を繰り返すうちに, 2 つのリーダコイルは抵抗値は約 1.2 増加したが, 双子のメアンダコイルは正常に機能した。これは, 2 つのリーダコイルのインピーダンス特性が抵抗値の変化後もほとんど変わらないため, インピーダンス整合を取ることができるからである。これらの結果から, 作製した衣類

型リーダコイルは洗濯に対して十分な耐久性があると考えられる。

## 6. アプリケーション

本研究で提案する双子のメアンダコイルは, a) 衣類全面へ自由にセンサを配置でき, b) センサと衣類の電気的接触を要せずに, センサから無線でセンサ値を読み取ることができる。そこで本章では, これらの利点を活かしたアプリケーションを示す。図 8 にユーザが椅子に座っている時・ベッドで眠っている時における双子のメアンダコイルの活用例を示す。

まず, 図 8 (a) (b) で示すように, 椅子・ベッドに異なる ID センサコイルを配置するだけで, ユーザがその場所に座った際にその場所を検知できる。センサコイルはバッテリーレスなため充電作業などのメンテナンスは不要であり, 永続的に使用できる。さらに, 図 8 (c) - (e) で示すように, 2 つの圧力センサコイルを衣類に配置するだけで, 場所ごとに応じた姿勢検出が可能である。

従来は, 場所毎に圧力センサを適切に配置することで場所に応じたユーザの姿勢を検出できるが, 場所が増える度にセンサを配置する必要があるため, 設置コストが増える。一方で双子のメアンダコイルを活用することで, 場所ごとに ID センサを配置するだけで同じ圧力センサを用い, 場所毎のユーザの姿勢を推定できる。すなわち, 最小のセンサ数で場所毎におけるユーザの姿勢検出が可能である。例え



図 8 双子のメアンダコイルのアプリケーション例.  
 Fig. 8 Application examples of Twin Meander Coil.

ば、図 8 (c) で示すように、ユーザが座っている時のユーザの背筋の伸び縮みを把握でき、図 8 (d) で示すように、ユーザが眠っている時のユーザの寝返りを把握できる。また、センサコイルへ読み取り用の配線を接続する必要がないため、図 8 (c) で示すように皮膚などに配置できる。さらに、従来の衣類型無線センシング [11], [19] とは異なり、リーダコイルが衣類スケールであるため、リーダの配線パターン・位置を変えることなく、図 8 (d) (e) で示すようにセンサの配置を自由に調整できる。最後に、図 8 (f) (g) で示すように、ID センサによりユーザの場所を把握し、回転・タッチセンサにより近くの照明の明るさ・ON/OFF を制御できる。これにより、照明毎にコントローラを用意せずとも、同じコントローラ（センサコイル）を介し、場所毎に応じた照明の制御ができる。

## 7. おわりに

本稿では、衣服スケールの高感度な無線読み取り手法の実現に向け、双子のメアンダコイルを提案した。これによ

り、衣類や人体上の様々な場所に配置された小さなセンサコイルのセンサ値を、センサコイルへ読み取り用の配線を接続せずとも、無線で把握できる。今後の課題を以下に挙げる。

### 7.1 センサコイルの位置検出

まず、双子のメアンダコイルはセンサの位置を検出できない。これまでのセンサの位置検出に関する研究は、センサへ加速度センサなどを搭載し場所毎に応じた特有の信号から場所を推定する [3]、エンコーダやジャイロセンサによりデッドレコニングを行う [5] などがあるが、いずれもアクティブ素子を用いるため、センサへバッテリーを搭載する必要がある。しかし、双子のメアンダコイルではセンサはバッテリーレスであるため、これらの方法は使用できない。そこで、2次元の電極アレイによりユーザのタッチ位置を検出するタッチスクリーンのように、リーダコイルを2次元のアレイにすることで、センサコイルの位置検出を目指す。

## 7.2 着用性の評価

衣類型リーダコイルの現状のプロトタイプは比較的ゆるい(締め付け力がない)衣服であるが、フレキシブル基板を接着するため衣類の着用性を損なう可能性がある。そこで、衣類の着用性に関して Gemperle らの評価項目 [6] を参考にユーザスタディを行う必要がある。

## 7.3 様々な衣類への双子のメアンダコイルの実装

本研究ではトップスのみに双子のメアンダコイルを実装したが、これではセンサの用途に応じては腕や足などにセンサを取り付ける際に対応できない。ゆえに、ジャケットやズボンなど他の種類の衣類で双子のメアンダコイルを実装する必要がある。また、本研究ではトップスの胴体のみメアンダコイルを実装したが、コイルの範囲を袖まで伸ばし、トップスのどこにセンサを配置しても読み取りできることを目指す。

**謝辞** 本研究は JST ERATO 川原万有情報網プロジェクト (JPMJER1501) と JST 未来社会創造事業 探索加速型 (本格研究 ACCEL 型) (JPMJMI17F1) との一環として実施された。

## 参考文献

- [1] Albaugh, L., Yao, L. and Hudson, S.: Digital fabrication of soft actuated objects by machine knitting, *Conference on Human Factors in Computing Systems - Proceedings*, (online), DOI: 10.1145/3290607.3313270 (2019).
- [2] Baxter, L. K.: Capacitive sensors, *Design and Applications* (1997).
- [3] Bayati, H., Del R. Millán, J. and Chavarriaga, R.: Un-supervised adaptation to on-body sensor displacement in acceleration-based activity recognition, *Proceedings - International Symposium on Wearable Computers, ISWC*, pp. 71–78 (online), DOI: 10.1109/ISWC.2011.11 (2011).
- [4] Chiu, Y., Hong, H. C. and Wu, P. C.: Development and characterization of a CMOS-MEMS accelerometer with differential lc-tank oscillators, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 22, No. 6, pp. 1285–1295 (online), DOI: 10.1109/JMEMS.2013.2282419 (2013).
- [5] Dementyev, A., Kao, H. L. C., Choi, I., Ajilo, D., Xu, M., Paradiso, J. A., Schmandt, C. and Follmer, S.: Rovables: Miniature on-body robots as mobile wearables, *UIST 2016 - Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 111–120 (online), DOI: 10.1145/2984511.2984531 (2016).
- [6] Gemperle, F., Kasabach, C., Stivoric, J., Bauer, M. and Martin, R.: Design for wearability, *International Symposium on Wearable Computers, Digest of Papers*, Vol. 1998-October, pp. 116–122 (online), DOI: 10.1109/ISWC.1998.729537 (1998).
- [7] Grabham, N. J., Li, Y., Clare, L. R., Stark, B. H. and Beeby, S. P.: Fabrication Techniques for Manufacturing Flexible Coils on Textiles for Inductive Power Transfer, *IEEE Sensors Journal*, Vol. 18, No. 6, pp. 2599–2606 (online), DOI: 10.1109/JSEN.2018.2796138 (2018).
- [8] Huang, Q. A., Dong, L. and Wang, L. F.: LC Passive Wireless Sensors Toward a Wireless Sensing Platform:

Status, Prospects, and Challenges, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol. 25, No. 5, pp. 822–841 (online), DOI: 10.1109/JMEMS.2016.2602298 (2016).

- [9] Lee, E. S., Choi, J. S., Son, H. S., Han, S. H. and Rim, C. T.: Six Degrees of Freedom Wide-Range Ubiquitous IPT for IoT by DQ Magnetic Field, *IEEE Transactions on Power Electronics*, Vol. 32, No. 11, pp. 8258–8276 (online), DOI: 10.1109/TPEL.2017.2691063 (2017).
- [10] Li, Y., Grabham, N., Torah, R., Tudor, J. and Beeby, S.: Textile-Based Flexible Coils for Wireless Inductive Power Transmission, *Applied Sciences*, Vol. 8, No. 6, p. 912 (online), DOI: 10.3390/app8060912 (2018).
- [11] Lin, R., Kim, H. J., Achavananthadith, S., Kurt, S. A., Tan, S. C., Yao, H., Tee, B. C., Lee, J. K. and Ho, J. S.: Wireless battery-free body sensor networks using near-field-enabled clothing, *Nature Communications*, Vol. 11, No. 1, pp. 1–10 (online), DOI: 10.1038/s41467-020-14311-2 (2020).
- [12] Mannoor, M. S., Tao, H., Clayton, J. D., Sengupta, A., Kaplan, D. L., Naik, R. R., Verma, N., Omenetto, F. G. and McAlpine, M. C.: Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel, *Nature Communications*, Vol. 3 (online), DOI: 10.1038/ncomms1767 (2012).
- [13] Nabipoor, M. and Majlis, B. Y.: A new passive telemetry LC pressure and temperature sensor optimized for TPMS, *Journal of Physics: Conference Series*, Vol. 34, No. 1, pp. 770–775 (online), DOI: 10.1088/1742-6596/34/1/127 (2006).
- [14] Narayanan, V., Wu, K., Yuksel, C. and McCann, J.: Visual knitting machine programming, *ACM Transactions on Graphics*, Vol. 38, No. 4 (online), DOI: 10.1145/3306346.3322995 (2019).
- [15] Noda, A. and Shinoda, H.: Frequency-division-multiplexed signal and power transfer for wearable devices networked via conductive embroideries on a cloth, *IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, pp. 537–540 (online), DOI: 10.1109/MWSYM.2017.8058619 (2017).
- [16] Sato, F., Matsuki, H., Kikuchi, S., Seto, T., Satoh, T., Osada, H. and Seki, K.: A new meander type contactless power transmission system - Active excitation with a characteristics of coil shape, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 34, No. 4 PART 1, pp. 2066–2068 (online), DOI: 10.1109/20.706797 (1998).
- [17] Takahashi, R., Fukumoto, M., Han, C., Sasatani, T., Narusue, Y. and Kawahara, Y.: TelemetRing: A Batteryless and Wireless Ring-shaped Keyboard using Passive Inductive Telemetry, *Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, New York, NY, USA, ACM, pp. 1161–1168 (online), DOI: 10.1145/3379337.3415873 (2020).
- [18] Takahashi, R., Sasatani, T., Okuya, F., Narusue, Y. and Kawahara, Y.: A Cuttable Wireless Power Transfer Sheet, *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, Vol. 2, No. 4, pp. 1–25 (online), DOI: 10.1145/3287068 (2018).
- [19] Tian, X., Lee, P. M., Tan, Y. J., Wu, T. L., Yao, H., Zhang, M., Li, Z., Ng, K. A., Tee, B. C. and Ho, J. S.: Wireless body sensor networks based on metamaterial textiles, *Nature Electronics*, Vol. 2, No. 6, pp. 243–251 (online), DOI: 10.1038/s41928-019-0257-7 (2019).
- [20] Worgan, P., Knibbe, J., Fraser, M. and Plasencia, D. M.: PowerShake: Power Transfer interactions for mobile devices, *Conference on Human Factors in Computing Systems - Proceedings*, pp. 4734–4745 (online), DOI: 10.1145/2858036.2858569 (2016).