メアンダコイル ++：継続的なウェアラブルコンピューティングのための衣類全面での安全で高効率な無線給電

高橋 亮 * 雪田 和歌子 * 横田 知之 * 染谷 隆夫 * 川原 圭博 *

概要. ライフログやヘルスケアのためのウェアラブル機器の多くは電池容量が小さいため頻繁に充電する必要があり，長期の使用が困難である．そこで，導電糸で実装された布型無線給電器（コイル）を衣服へ内蔵し使用中のウェアラブル機器へ常に給電することで，継続的なウェアラブルコンピューティングを目指す．しかし，人体の至る所にあるウェアラブル機器への給電に向け布型コイルを人体スケールへ拡大すると，電磁界が人体内部まで浸透するため送信電力を制限する必要があり，さらに導電糸の損失が大きいため給電効率が著しく低くなる．そこで，安全で比較的高効率な人体スケールの布型無線給電器，メアンダコイル ++ を提案する．メアンダコイル++は，人体への電磁界浸透を抑制できるコイル構造と液体金属ベースの低損失な導電糸とを用いる．これにより，人体の 70% 程度を覆う広範囲な給電領域を実現し，さらに電磁界ひ曝を抑制しながら最大 2.5 W の電力を約 40% の給電効率でウェアラブル機器へ給電できた．

1 はじめに

スマートウォッチやスマート衣服などのウェアラブル機器が日常生活に浸透しつつある．ウェアラブル機器は，使用用途に応じて身体の適切な場所へ装着することで，行動認識や，パーソナルヘルスケア，ライフログなど，多種多様なウェアラブルコンピューティングを手軽に実現できる．しかし，多くのウェアラブル機器は人体へ違和感なく装着できるよう小型・軽量化が求められるため，搭載する電池のサイズや容量に制限が生じ，数日程度しか機能しない．Apple Watch [2] や Google Glass [1] などのウェアラブル機器は，高性能ゆえに適度な使用で 1 日程度しか電池がもたない．ゆえに，ウェアラブルコンピューティングの性能向上を目指し，ウェアラブル機器の高機能化や高頻度な使用を行うと，小容量な電池の搭載が前提であるウェアラブル機器では身体外で充電される時間の割合が多くなるため，駆動時間が著しく減る．

この課題の解決に向け，身体に配置されたウェアラブル機器への給電パスを衣類上へ実装することが研究されてきた [15]．これにより，大容量のモバイル電源などを繋げた布型給電パスを介して人体上のウェアラブル機器へ給電できるため，ユーザは電池容量や電池残量，充電管理などを気にせず，ウェアラブル機器の高性能化や頻繁な使用が容易にできる．さらに，ウェアラブル機器に低消費電力で間欠的な駆動を要求する環境発電と比べ [5]，布型給電は比較的大きな電力を継続的にウェアラブル機器へ給電できる．最も単純な方法は，導電布を介してウェアラブル機器へ直接給電する布型有線給電であるが，電気的接続のために配線を露出させる必要があり，感電などの危険が伴う [13, 14, 15]．そこで，電気的接続が不要な無線給電が布型給電の手法として注目されている．特に，マイクロ波や電界と比べ，比較的人体との干渉が小さい磁界を介して，安全で高効率な給電が可能なコイルが有力である [13, 20]．

しかし，これまでの布型コイルを人体スケールへ拡張すると，1）送信電力が数百 μW を下回り，2）給電効率が 1% ～ 3% 程度と著しく低くなる．なぜなら，1）無線給電で通常使用される渦巻状コイルは，人体スケールへ拡張すると強い電磁界が人体内部まで生じるため，送信電力を下げ電磁界ひ曝を抑える必要があり，さらに，2）布型送電コイルは服の着用性を損なわないように柔軟であるが損失の大きな導電糸で構成されるため，人体スケールのコイルでは損失が数百 Ω を超えるほど大きくなるからである．ゆえに現状の布型コイルは人体の数%（約 80 cm^2）のサイズに狭めることで，体内への電磁界浸透の範囲を狭めつつ，損失を抑えることで給電効率を 10%程度まで向上させ，数 mW 程度の電力を超低消費電力なセンサコイル（NFC タグ）へ給電するのが限界である [13]．またセンサの配置・数に制約が生じるため，センサの使用用途毎に布型コイルの配置などを設計し直す必要がある．

そこで本論文では，安全で比較的高効率な人体スケールの布型無線給電器，メアンダコイル ++ [1]を紹介する．メアンダコイル ++ は，1）メアンダコイルから着想を得た，人体への電磁界ひ曝を抑制できるコイル構造と 2）液体金属を利用した損失の小さな導電糸とを用いる．これにより，人体スケールのメアンダコイル ++（約 6000 cm^2，人体上半身の約 70% の範囲）とウェアラブル機器サイズの小型受電コイ

* 東京大学

[1] 本論文は，ACM CHI 2022 にて発表済である [19].

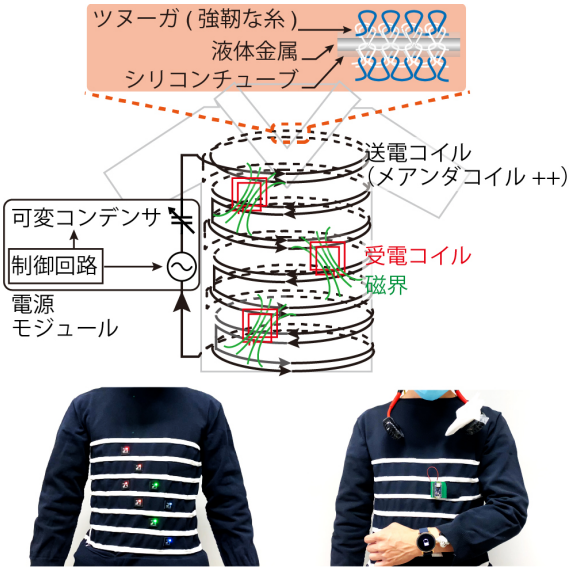

図 1. メアンダコイル ++ の概要．安全で比較的高効率な送電コイル（メアンダコイル ++）と電源モジュール，受電コイルで構成される．

ル（約 16 cm^2）のサイズ比が 375 : 1 である状況で，衣服上の様々な場所に配置された複数の受電コイルへ約 40% の AC-to-AC 給電効率で給電できる．さらに，人体への電磁界ひ曝に関する国際的な安全ガイドライン（*i.e.*, ICNIRP: international commission on non-ionizing radiation protection）[3] に準拠しながら，約 2.5 W の電力を安全に受電コイルへ給電できることを確認した．以下，設計・実装，応用例，評価，今後の課題を述べる．

2 設計と実装

2.1 システム概要

図 1 で示すように，提案システムは，液体金属入りのシリコンチューブで巻かれた送電コイル（メアンダコイル ++），送電コイルへ接続された電源モジュール，ウェアラブル機器へ接続された受電コイルの 3 つから構成される．電源モジュールは，商用無線給電で使用される周波数の一つである 6.78 MHz の高周波電源と，送電コイルの共振周波数を調整するための可変コンデンサ，受電コイルの接近を検出する制御回路で構成される．無線給電の方式は，Kurs らが提案した磁界共振結合方式である [12]．磁界共振結合方式では，コイルを用いた単純な無線給電と異なり，高い Q 値 [2]を備える LC 共振器（ある周波数で共振するように直列接続されたチップコンデンサで調整された共振コイル [3]）を用いるため，送受電コイル間の磁気的結合が弱い状況下（送受電コイルのサイズ比が大きい場合）において，効率的に電力を給電できる．本システムでは，人体スケールの送電コイルと小型の受電コイルのサイズ比が 375 : 1 であるため，送受電コイル間の結合係数 k $(= M/\sqrt{L_{\mathrm{TX}}L_{\mathrm{RX}}}, M$: 相互インダクタンス$)$ が 0.033 であり，一般的なケース（$k > 0.1$）と比べ小さい．ゆえに，磁界共振結合方式を用いる．

[2] $Q = 2\pi fL/r$．一般的に Q 値が高いと給電効率も高い．

[3] コイルのインピーダンス，$Z = r + j\{2\pi fL - 1/(2\pi fC)\}$ が周波数 f_0 で $Z = r$ と共振することを意味する．

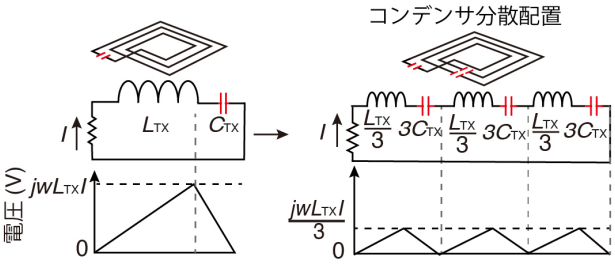

図 2. コンデンサ分散配置手法の概要．

動作原理は以下の通りである．まず，電源モジュールはユーザの体型や姿勢に応じて送電コイルに接続する可変コンデンサの静電容量を調整し，送電コイルの共振周波数を動作周波数（6.78 MHz）へ合わせる．次にモジュールが受電コイルの接近を検出した後，送電コイルは受電コイルへ給電し始める．モジュールは，受電コイルが送電コイルへ接近する際に送電コイルの入力インピーダンスが変化することを検知し，受電コイルの接近を認識する．これにより，無駄な給電を回避できる．受電コイルは，送電コイルからの交流電力を整流器などで直流電力へ変換し，ウェアラブル機器へ供給する．

2.2 メアンダコイル ++

一般的なコイル（渦巻状コイル）を人体スケールへ拡大すると，人体内部まで電磁界が浸透し人体への熱作用・刺激作用を引き起こす電磁界干渉が生じる．ゆえに，送信電力量を著しく制限する必要がある [3]．この電磁界干渉は，1）人体スケールのコイルから生じる浮遊容量などが人体へ及ぼす強い電界と，2）コイルが人体内部へ発生させる強い磁界に起因する．

そこで課題 1 に関しては，長いコイルへ複数のコンデンサを等間隔に配置し，高周波（6.78 MHz）での浮遊容量などの電界結合を抑制するコンデンサ分散配置手法を用いた [7, 17]．図 2 で示すように，コンデンサで分割された各コイルの配線長は高周波の短波長に対して十分短いため，長い配線に起因する高周波での浮遊容量の影響を抑制し，各コイルは浮遊容量の小さなコイルとして機能する．具体的には，N 個のコンデンサにより各コイルの両端の電圧差は，1 個のコンデンサで共振させたコイルより N 倍小さくなる [7]（図 2 では $N = 3$）ため，浮遊容量の

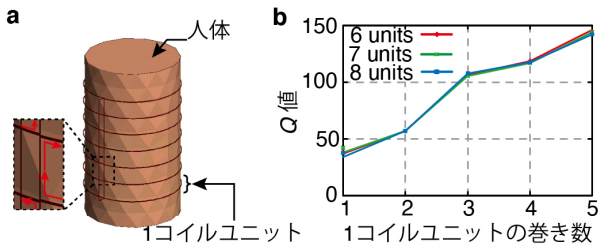

図 3.（a）メアンダコイル ++ の電磁界シミュレーション用モデルと（b）コイルの巻き数に対する Q 値，すなわち給電性能の結果．

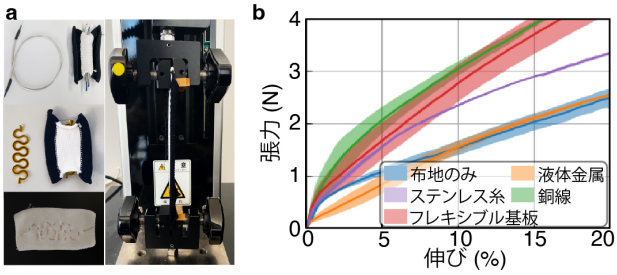

図 4.（a）長さ 5 cm の生地へ内蔵した 4 種類の導電糸の（b）引張試験の結果．

人体に対する誘電損失が $1/N$ $(= 1/N^2 \times N)$ 倍となり，コイルと人体との電界結合を抑制できる [17].

次に課題 2 に関しては，メアンダコイルに着想を得たメアンダコイル ++ を提案する．メアンダコイルは，渦巻コイルと異なり，一巻きごとに時計回りと反時計回りと向きを変えながら，コイルを巻く．さらに，円筒形状のメアンダコイルは，比較的強い磁界を衣服付近に閉じ込め，体内へ浸透する磁界を打ち消す [18]．ウェアラブル機器の多くは，衣服や身体に装着して動作するため，衣服近傍のみに強い磁界を閉じ込めても給電可能である．ただし，一巻きごとに向きを変えるメアンダコイルでは，同じ向きへ複数巻くことで Q 値を高くする通常のコイルに比べ，Q 値が低くなる．なぜなら，コイルのインダクタンス（L）は巻数の 2 乗に比例して増加し，コイルの損失である抵抗（r）はコイルの線長に線形に比例して増加するため，巻き数が多いほど Q 値が大きいからである．そこで，本論文では複数巻ごとに巻き方向を変えるメアンダコイル ++ を提案する．メアンダコイル ++ は，コンデンサ分散配置を利用し高周波でコイルの巻き数を増やすことで，$Q(= \omega L/r)$ 値を大きくできる．

メアンダコイル ++ の有効性を示すために，電磁界シミュレーション（HyperWorks FEKO）を用いてコイルの巻き数に対する Q 値を調べた．図 6a で示すように，シミュレーションモデルは，1）円柱状の人体モデル（比誘電率：132，導電率：0.66 S/m，直径: 26 cm）[6] と液体金属で構成されたメアンダコイル ++（コイル直径：26.5 cm，導電糸の直径：1 mm，間隔：5 cm，抵抗率：29.6×10^{-8} Ω m [10]）とで構成される．図 6b に，1 コイルユニットの巻き数を 1 から 5 まで 1 巻刻みで変化させた時のメアンダコイル ++ の Q 値を示す．この結果から，巻き数が増えるにつれて Q 値が大きくなることがわかる．ただし，Q 値が 100 を上回るコイルは，呼吸などによるコイルのわずかな変形により共振周波数が大きく変化し給電効率が著しく低下したため，本研究では 1 コイルユニットの巻き数を 2 とした．

表 1. 6.78 MHz **での各導電糸の抵抗率（10^{-8} Ω m）．**

フレキシブル基板	銅線	ステンレス糸	液体金属入りチューブ（伸び：0%/10%）
20.5	20.1	246.6	29.6/40.1

2.3 液体金属を利用した導電糸

人体スケールの高効率な布型送電コイルの実現には，布型コイルに使用される導電糸が柔軟かつ低損失である必要がある．ステンレス糸のような一般的な導電糸は，柔軟であるが損失が大きい [11]．また銅線や細いフレキシブル基板などの硬い導電糸は，低損失であるが伸縮性がない．一方で，eGaIn と呼ばれる液体金属は高い導電性と低毒性を持ち，15.7 °C 以上の温度で液体状態を保つ．ゆえに，eGaIn を伸縮性のあるシリコンチューブへを入れることで，柔軟で低損失な導電糸が実現できる [10, 9].

図 4a に，4 種類の導電糸（フレキシブル基板，銅線，ステンレス糸，液体金属入りチューブ）の引張試験の結果を示す．フレキシブル基板は幅 5 mm，銅線とステンレス糸の直径は 1 mm，チューブは内径 1 mm，外径 2 mm である．銅線とステンレス糸は生地へ S 字に縫い込み，伸びやすくした．チューブとフレキシブル基板は袋付きの生地へ入れた．引張の参考としてただの生地の引張試験も行った．図 4b から，液体金属入りチューブは生地の伸縮を損なわない一方で，フレキシブル基板や銅線は硬いため生地の伸縮を損なうことが分かる．さらに各導電糸の抵抗率を比較した（表 1）．その結果，1）液体金属は 6.78 MHz で低損失な銅線などと同程度の抵抗率を備え，2）10%の引っ張り以下では低い抵抗率を示した．衣服着用時に衣類が 10%以上引っ張られることはほぼない．ゆえに，伸縮性があり低損失な導電糸として液体金属入りチューブを用いる．

2.4 実装

ここでは，主に送電コイル（メアンダコイル ++）の作製工程を説明する．送電コイルの作製工程を図 5a-c で示す．まず，衣服を縫製なしで作製できる編み機（MACH2XS15S，島精機製作所）で衣服

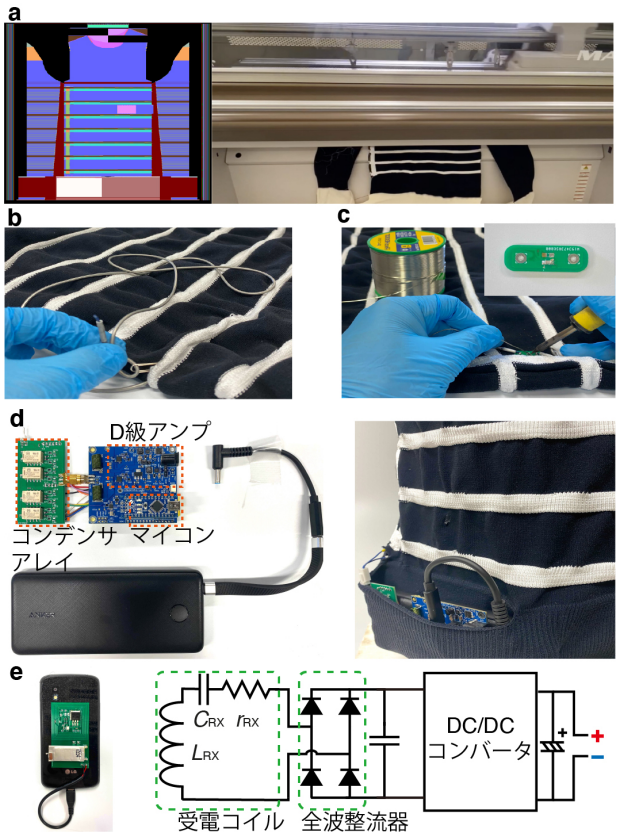

図 5．提案システムの実装の概要．(a) - (c) 送電コイルの作製方法．(a) チューブを入れるための袋付き服を編んだ後，(b) 液体金属入りチューブを袋へ入れ，(c) コイルの共振周波数を 6.78 MHz へ合わせるためにコンデンサを配置する．(d) 電源モジュールの概要．6.78 MHz の高周波電源（EPC9065）とマイコン（Arduino Nano），コンデンサアレイなどから成る．(e) 受電コイルの概要．コイルと整流器などから成る．

を編む（図 5a）．チューブを通すための袋を衣服へ実装するが，この袋はツヌーガ（東洋紡）と呼ばれる強靭な糸で実装した．これにより，洗濯などの外的要因によるチューブの破れを防ぐ．袋の編成には多層編みができるジャカード編みを用いた．その後，液体金属（eGaIn）を入れたシリコンチューブを袋に通す（図 5b）．チューブの作製では，注射器で eGaIn を注入しチューブの両端をワイヤで塞いだ．eGaIn の総使用量は 9.8 mL である．最後に，コンデンサ分散配置用に，リジッド基板へはんだ付けした 16 個の 470 pF のチップコンデンサを等間隔にチューブ間へ挿入し，送電コイルの共振周波数を 6.78 MHz に合わせた（図 5c）．送電コイルのインダクタンス，抵抗，Q 値，重さは，18.7 µH，14.5 Ω，55，133 g である．電源モジュール（図 5d）と受電コイル（図 5e）の作製は [19] を参考にしてほしい．

3 評価

3.1 安全性

まず，人体へ浸透する電磁界が神経刺激や熱作用を引き起こす危険があるため，メアンダコイル ++ の電磁界ひ曝の影響を評価した．評価には，国際的な電磁界ひ曝制限ガイドライン（ICNIRP）を参照した [3]．この安全ガイドラインには，基本制限（生物学的影響が予想される閾値）と参考レベル（基本制限より厳しい閾値）の 2 つの制限値が定められている．ここでは，2 つの制限値を下回る最大送信電力を電磁界シミュレーションで調べた．具体的には，6.78 MHz でのある送信電力に対する，参考レベルの閾値の指標である電界強度と磁界強度，基本制限の閾値の指標である全身平均比吸収率（SAR）と局所 SAR を評価した．より専門的な評価には正式な認定が必要であり，以下の実験は予備評価にとどまる．

基本制限およ参考レベル以下の最大送信電力を求めるために，HyperWorks FEKO を使用した．図 6a で示すシミュレーションモデルでは，線径などを調整することで，モデルのインピーダンスをプロトタイプへ揃えた．また，渦巻状コイルはメアンダコイル ++ の寸法に揃えた．図 6b-c に，送信電力が 1 W の時の各モデルにおける電磁界分布を示す．これから，メアンダコイル ++ は身体を貫く電磁界を抑制する一方で，渦巻状コイルは身体の至る所へ電磁界が浸透することが分かる．さらに，表 2 の SAR に対する最大送信電力から，メアンダコイル ++ の最大送信電力（52 W）は渦巻状コイル（2.6 W）より 20 倍程度大きいことが分かる．ただし，参考レベルに関していずれも人体とコイルの距離がほぼないため，数 µW の電力で頭打ちとなる．これらの結果から，メアンダコイル ++ は，一般的なコイルよりも安全に電力を給電できる．今回のアプリケーション例では，電源モジュール内部の D 級アンプの耐圧を考慮し，最大送信電力を 10 W とした．これは，図 8 で示すように，数 W 程度の電力で充電されるウェアラブル機器への送信電力として十分である．

3.2 給電効率

次に，送受電コイル間の AC-to-AC の給電効率を評価した．具体的には，1）受電コイルの位置，2）送受電コイルの距離，3）ユーザの姿勢，4）人体または発砲スチロールマネキンかどうかの 4 つのパラメータを変えながら，AC-to-AC の給電効率を調べた．ユーザは 30 代の日本人男性 1 名である．AC-to-AC の給電効率の算出には，S パラメータからインピーダンス整合下での最大給電効率を導き出す公式を用いた [22]．S パラメータの測定では，図 7a で示すように，メアンダコイル ++（送電コイル）と 4 cm×4 cm の受電コイルをベクトルネットワークアナライザ（ZNB20,R&S）へ接続した．

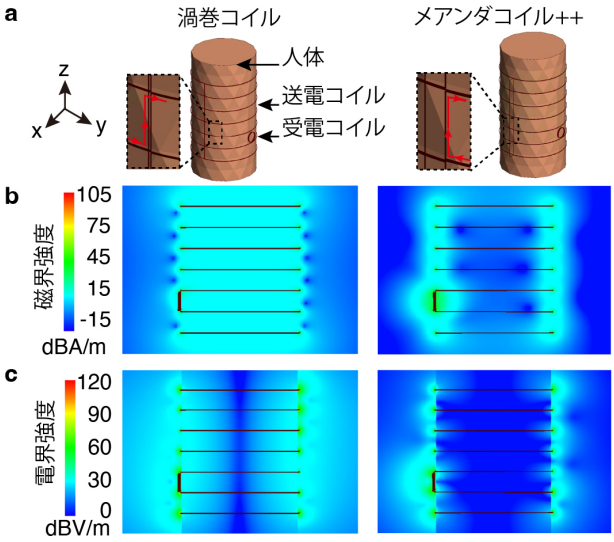

図 6.（a）メアンダコイル ++ と渦巻状コイルのシミュレーションモデルと，送信電力が 1 W の時の（b）磁界分布と（c）電界分布．

表 2. 図 6a のモデルにおける，参考レベル（電界強度と磁界強度）と基本制限（全身平均 SAR と局所 SAR）を超えない最大送信電力．

	渦巻状コイル（受電コイル有）	メアンダコイル ++（受電コイル有）
電界強度	6.5 W	30 W
磁界強度	17 µW	37 µW
全身平均 SAR（公衆ひ曝）	**2.6W**	59 W
局所 SAR（公衆ひ曝）	19 W	**52W**

図 7b に，受電コイルの位置に応じた給電効率の結果を示す．これから，受電コイルをメアンダコイル ++ の配線間に配置すると給電効率が高くなる一方で，受電コイルを配線上へ配置すると，メアンダコイル ++ から生じる磁界が受電コイルをほぼ貫くことがないため，給電効率がほぼ 0 となることが分かる．この位置ずれによる給電効率の低下は，位置ずれ・角度ずれに頑強な，受電コイルを正三角形状に並べた受電コイルアレイなどにより回避できる [16]．次に，図 7c に，受電コイルを 2.5 cm の位置に置いた時の，送受電コイルの距離に対する給電効率の結果を示す．これから，受電コイルが衣服から 1 cm 以上離れると給電効率が最大給電効率の半分以下になることが分かる．数 W の電力をウェアラブル機器へ送るためには，受電コイルを服から 1 cm 以内に配置することを前提とする必要がある．配線間隔を大きくすることで給電距離を伸ばすことができるが，人体への電磁界ひ曝の影響も大きくなる．ゆえに，配線距離と電磁界ひ曝の関係を明らかにし，適

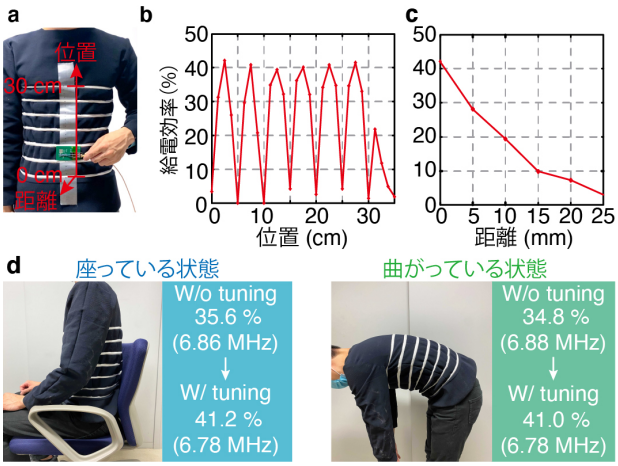

図 7.（a）AC-to-AC の給電効率の評価環境と（b）受電コイルの位置，(c）受電コイルとの距離，(d）ユーザの姿勢に対する AC-to-AC の給電効率．

切な配線間隔を今後求める必要がある．

図 7d に，ユーザの姿勢が立つ状態から座る状態，曲がる状態へ変化した時の給電効率を示す．メアンダコイル ++ の変形によりインダクタンス，すなわち共振周波数（$f = 1/\left(2\pi\sqrt{L_{TX}C_{TX}}\right)$）が変化するため，ユーザの姿勢が変わると給電効率が低下する（図 7d の W/o tuning を参照）．しかし，電源モジュールに内蔵した可変コンデンサで送電コイルの静電容量（C_{TX}）を再調整することで，効率の低下を緩和できる（図 7d の W/ tuning を参照）．最後に，人体または発泡スチロールマネキンがメアンダコイル ++ を着るに関わらず，給電効率がほぼ同じであることを確認し，メアンダコイル ++ が人体との電磁的干渉を抑制できることを確認した．本稿では詳細な説明を省くが，メアンダコイル ++ は 40 回以上洗濯可能である [19]．

4 アプリケーション例

メアンダコイル ++ の技術的有効性を示すために，様々なウェアラブル機器への給電事例を示す．従来の布型無線給電器が数十 mW 程度の電力しかウェアラブル機器へ送電できない一方で，メアンダコイル ++ は，人体との電磁界干渉を抑制しながら，スマートフォン，ネックファン，スマートウォッチなどへ数 W を給電できる（図 8a-c）．そのため，高機能であるが電池容量の小さいウェアラブル機器を，ユーザは電池残量を気にせずいつでも使用できる．ゆえに，メアンダコイル ++ がウェアラブル機器のための大容量な電池となることで，ウェアラブル機器は電池容量に制約を受けず，小型軽量化と高機能化を両立できる．スマートフォン，ネックファン，スマートウォッチへの送電コイルからの入力電力は，各々10.0 W，3.6 W，2.1 W 程度である．

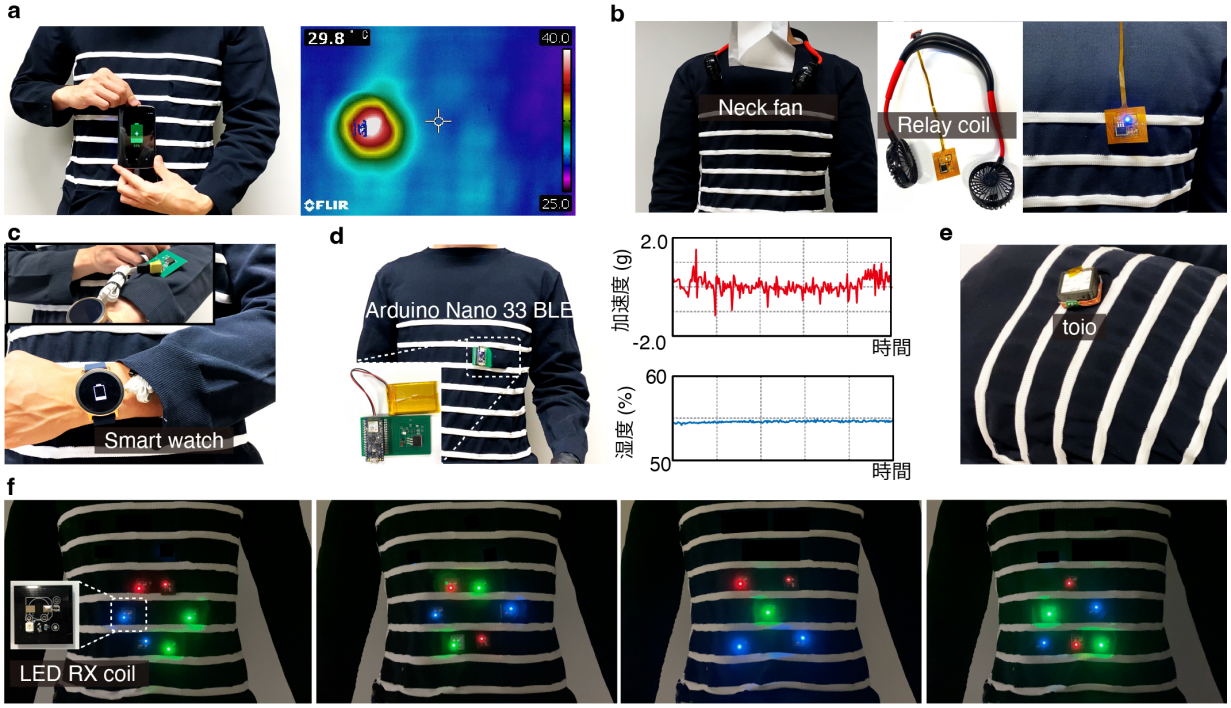

図 8. メアンダコイル ++ のアプリケーション例.

さらに，メアンダコイル ++ は，従来のポケットサイズの布型無線給電器と異なり，人体スケールの布型無線給電器である [13, 20]．そのため，図 1 で示すように，衣服全体の様々な場所に配置されたウェアラブル機器を同時に駆動できる．例えば，衣類上の Arduino Nano 33 BLE を充電しながら，ユーザが望む体の部位での活動状況や周囲の湿度を把握できる（図 8d）．また，ユーザの体を移動する toio のようなウェアラブル機器 [8] を位置によらず給電できる（図 8e）．ゆえに，従来の布型無線給電に比べ，ウェアラブル機器の配置に応じて布型無線給電の設計をし直す必要がない．Arduino と toio への入力電力は，各々1.4 W，1.5 W 程度である．

最後に，メアンダコイル ++ は，布型有線給電と異なり，電気的接続による配線の損傷を回避し，安全に無線で給電できる [14, 21, 15]．ゆえに，ユーザは配線の損傷や感電を気にせずとも，機器の配置を何度も変更できる．一例として，複数の LED の点灯配置を自由に変更できる LED 展示を紹介する（図 8f）．LED 展示では，一般的に LED の数が増えるにつれ配線接続の手間が著しく増加する．しかし，メアンダコイル ++ は機器を置くだけで良いので，数十個の LED の点灯パターンを手軽に変更できる．

5　まとめと今後の課題

本論文では，人体スケールの無線給電に向け，安全で比較的高効率な布型無線給電，メアンダコイル ++ を紹介した．メアンダコイル ++ は，伸縮性チューブ内に低損失な液体金属を入れた導電糸と，メアンダコイルに着想を得た安全なコイル構造とを用いた．本論文では，プロトタイプを作製し，安全性や給電効率などの評価を行い，アプリケーション例を数種類紹介した．今後メアンダコイル ++ が，様々なテキスタイル製品に組み込まれることで，日常生活での継続的かつ高機能なウェアラブルコンピューティングを持続できることを期待する．

メアンダコイル ++ に関する今後の課題は以下の通りである．まず，継続的なウェアラブルコンピューティングの実証に向け，1）体型の違い，2）衣服の種類，3）長期間の使用に対する給電効率の低下を評価する必要がある．1 の予備実験として，電源モジュールが備える共振周波数の再調整機能を利用することで，体格の異なる 3 人の 30 代男性に対して，最大給電効率の低下を 1 ～ 3% に抑えることを確認した．今後は，より多くのユーザを集め，1–3 の要因による給電効率の変化を評価する．

次に，現状の作製手法は複数の手作業を要するため，手間と時間がかかる．そこで，1）編むと同時にチューブなどの太い糸を生地へ織り込むインレイ編みを活用し，人がチューブを挿入する作業を省くこと [4] と，2）チップコンデンサをあらかじめチューブ内へ入れることで，はんだ付けを不要にすることを目指す．2 により衣類の伸縮性を損なうリジッド基板を除くこともできる．これらの改良をもとに，メアンダコイル ++ の完全自動作製を目指す．

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（JPMJMI17F1），JST ACT-X（JPMJAX21K9），JSPS 特別研究員奨励費（JP22J11616）との一環として実施されました．本研究の実装を手伝って下さった池内尚史さんと笹谷拓也さんに深く感謝致します．

参考文献

[1] Google Glass Enterprise Edition 2 drops to $999 and adds Qualcomm ' s XR1, 2019.

[2] Apple Watch Battery and Performance, 2020.

[3] ICNIRP GUIDELINES, 2020.

[4] L. Albaugh, L. Yao, and S. Hudson. Digital fabrication of soft actuated objects by machine knitting. *Conference on Human Factors in Computing Systems - Proceedings*, 2019.

[5] Y. W. Chong, W. Ismail, K. Ko, and C. Y. Lee. Energy Harvesting for Wearable Devices: A Review. *IEEE Sensors Journal*, 19(20):9047–9062, 2019.

[6] A. Christ, M. G. Douglas, J. M. Roman, E. B. Cooper, A. P. Sample, B. H. Waters, J. R. Smith, and N. Kuster. Evaluation of wireless resonant power transfer systems with human electromagnetic exposure limits. *IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility*, 55(2):265–274, 2013.

[7] B. Cook and I. Lowe. A large-inductance, high-frequency, high-Q, series-tuned coil for NMR. *Journal of Magnetic Resonance (1969)*, 49(2):346–349, 9 1982.

[8] A. Dementyev, H. L. C. Kao, I. Choi, D. Ajilo, M. Xu, J. A. Paradiso, C. Schmandt, and S. Follmer. 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, 2016.

[9] M. D. Dickey. Stretchable and Soft Electronics using Liquid Metals. *Advanced Materials*, 29(27):1–19, 2017.

[10] M. D. Dickey, R. C. Chiechi, R. J. Larsen, E. A. Weiss, D. A. Weitz, and G. M. Whitesides. Eutectic gallium-indium (EGaIn): A liquid metal alloy for the formation of stable structures in microchannels at room temperature. *Advanced Functional Materials*, 18(7):1097–1104, 2008.

[11] J. Gong, Y. Wu, L. Yan, T. Seyed, and X.-d. Yang. Tessutivo. In *Proceedings of the 32nd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, No. 1, pp. 29–41, New York, NY, USA, 10 2019. ACM.

[12] A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fisher, and M. Soljačić. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances. *Science*, 317(5834):83–86, 2007.

[13] R. Lin, H. J. Kim, S. Achavananthadith, S. A. Kurt, S. C. Tan, H. Yao, B. C. Tee, J. K. Lee, and J. S. Ho. Wireless battery-free body sensor networks using near-field-enabled clothing. *Nature Communications*, 11(1):1–10, 2020.

[14] A. Noda and H. Shinoda. 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, 2017.

[15] E. R. Post and M. Orth. Smart fabric, or 'wearable clothing'. *International Symposium on Wearable Computers, Digest of Papers*, pp. 167–168, 1997.

[16] T. Sasatani, Y. Narusue, and Y. Kawahara. Genetic Algorithm-Based Receiving Resonator Array Design for Wireless Power Transfer. *IEEE Access*, 8:222385–222396, 2020.

[17] R. Takahashi, M. Fukumoto, C. Han, T. Sasatani, Y. Narusue, and Y. Kawahara. TelemetRing: A Batteryless and Wireless Ring-shaped Keyboard using Passive Inductive Telemetry. In *Proceedings of the 33rd Annual ACM Symposium on User Interface Software and Technology*, pp. 1161–1168, New York, NY, USA, 10 2020. ACM.

[18] R. Takahashi, W. Yukita, T. Sasatani, T. Yokota, T. Someya, and Y. Kawahara. Twin Meander Coil : Sensitive Readout of Battery-free On-body Wireless Sensors Using Body-scale Meander Coils. *Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies*, 5(4), 2021.

[19] R. Takahashi, W. Yukita, T. Yokota, T. Someya, and Y. Kawahara. Meander Coil++: A Body-Scale Wireless Power Transmission Using Safe-to-Body and Energy-Efficient Transmitter Coil. In *Proceedings of the 2022 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, CHI '22, New York, NY, USA, 2022. Association for Computing Machinery.

[20] X. Tian, P. M. Lee, Y. J. Tan, T. L. Wu, H. Yao, M. Zhang, Z. Li, K. A. Ng, B. C. Tee, and J. S. Ho. Wireless body sensor networks based on metamaterial textiles. *Nature Electronics*, 2(6):243–251, 2019.

[21] I. Wicaksono, C. I. Tucker, T. Sun, C. A. Guerrero, C. Liu, W. M. Woo, E. J. Pence, and C. Dagdeviren. A tailored, electronic textile conformable suit for large-scale spatiotemporal physiological sensing in vivo. *npj Flexible Electronics*, 4(1), 2020.

[22] M. Zargham and P. G. Gulak. Maximum achievable efficiency in near-field coupled power-transfer systems. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 6(3):228–245, 2012.

未来ビジョン

本研究では，布型無線給電の一つとして衣服型無線給電器を提案した．しかし，この衣服だけではズボンや，顔，手などにあるウェアラブル機器へ給電できない．そこで未来ビジョンとしては，右図で示すように日常空間の至る所にあるテキスタイル製品へのメアンダコイル ++ の実装を提案する．これにより，あらゆるウェアラブル機器がいずれかの布型無線給電器を通して給電されることで，ウェアラブル機器が小さな電池容量の制約から解放され，高機能かつ半永続的に振る舞うことができる．

さらには，現状のウェアラブル機器は専用ハードウェアを内蔵することで小型軽量化かつある程度の長期動作を実現するが，これでは設計に手間と時間がかかり，ウェアラブル機器の普及は進まない．しかし，メアンダコイル ++ がウェアラブル機器の電池代わりとなることで，専用ハードウェアありきのウェアラブル機器から，電力はある程度消費するが汎用的なハードウェアを内蔵したウェアラブル機器へ移り変わることで，Arduino のように，設計・実装・応用のしやすさが飛躍的に向上することで，ウェアラブル機器の日常空間への浸透が促進されると期待できる．最終的には，アクセサリを自然と身につけるように，ユーザが電池管理不要なウェアラブル機器を自然と身につけている世界を目指したい．