

# バッテリーレス人体通信システムに向けたアンテナ・伝送方式の研究

## Antennas Design and Transmission Methods for Battery-less Human Body Communication



村松 大陸 (Dairoku Muramatsu, Ph. D.)

電気通信大学 大学院情報理工学研究科 准教授

(Associate Professor, Graduate School of Informatics and Engineering, The University of Electro-Communications)

IEEE ACM 電子情報通信学会 電気学会 他

受賞：電子情報通信学会 ヘルスケア・医療情報通信技術研究賞 優秀研究賞 (2022年) 船井研究奨励賞 (2020年) ISMICT 2017 Best Paper Award (2017年) 他

著書：Prime Archives in Electronics, Chapter: Blood Phantom Analysis for Bioimpedance-Based Noninvasive Blood Glucose Monitoring, Vide Leaf (2022年) 他

研究専門分野：生体電磁工学 生体信号計測 ヒューマンインターフェース

### あらまし

ウェアラブル機器やセンサの発展にともない人体周辺の無線通信ネットワークの研究開発が進み、人体そのものを高周波信号の伝送路とする「人体通信」が有力な方式のひとつとして検討されている。ウェアラブル機器はその使用方法から常時動作や充電回数の低減が利便性に直結する一方、小型軽量が望ましく搭載可能なバッテリー容量が限定されるジレンマが生じる。この問題を解決するため、本研究では環境に存在する

様々な電磁波をアンテナで回収し整流することでエネルギー源とする方式や、大型の設置機器から給電する方式で、バッテリーレス人体通信を実現すべく検討を行った。その結果、人体に装着したアンテナの入力インピーダンス特性やユーザの個人差を考慮したうえでターゲットにすべき環境電磁波の周波数帯域を明らかにした。さらに、設置型機器を含む方式のバッテリーレス人体通信方式では、従来は信号伝送に寄与すると考えられていた床面 GND の存在が利用環境によっては伝送特性を劣化させることを示した。

### 1. 研究の背景と目的

情報機器の小型軽量化により、ユーザがスマートウォッチや生体信号センサをはじめとした複数のウェアラブル機器を身につけることは一般的となった。同時に、これらの機器を相互に接続する Wireless Body Area Network (WBAN)の研究開発が急務である[1]。我々は WBAN の有力な通信方式として、人体そのものを高周波信号の伝送路とする「人体通信」を検討している[2]。人体通信では高周波信号が電極を介して導電性誘電体である人体に入出力し通信を行う。この伝送原理から、図1のように人体近傍のみに電界が分布し、高秘匿かつ低消費電力で通信を行える。さらに、「触れる」動作をトリガに通信が開始するため、優れたヒューマンインターフェースにもなる。

例えば日常のヘルスケアでは、生体信号センサ等のウェアラブル機器を常に装着し、スマートフォン等へ取得した情報を適宜送信することが重要である。このため、機器の常時動作や充電回数の低減が利便性に直結する。一方、ウェアラブル機器は小型軽量が望ましく、搭載可能なバッテリー容量が限定されるジレンマが生じる。この問題を解決するため、環境に存在する光や熱、振動といった各種エネルギー源から電力を取り出し、省電力なセンサ類の電源として利用するエナジーハーベスティングが注目されている。我々が特に注目しているのは、環境に存在する様々な電磁波をアンテナにより回収し整流することでエネルギー源とする方式である。しかし、小型なウェアラブル機器に搭載可能な規模のアンテナでは、限られた周波数帯域において極めて微弱な電力しか回収できないことが大きな課題となっている。本研究の目的は、導電性誘電体である人体を電磁波を受信するアンテナ素子とみなし、環境電磁波による発電量を飛躍的に増大し、完全バッテリーレスの人体通信システムを実現することである。加えて、駅の改札や自動販売機といった大型の設置機器からウェアラブル機器に給電することでバッテリーレス化を実現する方式についても検討する。

# バッテリーレス人体通信システムに向けたアンテナ・伝送方式の研究

## Antennas Design and Transmission Methods for Battery-less Human Body Communication

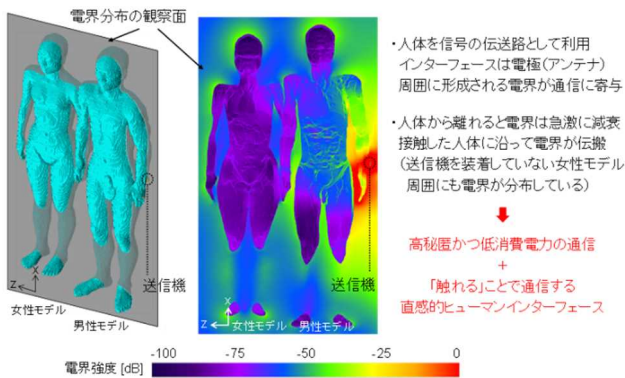


図1 二体の人体モデル周囲の電界分布計算例

### 2. ウェアラブルアンテナの入力インピーダンス特性

通常ウェアラブル機器に搭載可能なアンテナの利用周波数帯は、形状寸法の制約により GHz 帯付近である。一方で、環境電磁波の中でも電力密度が大きい(送信出力が大きい)のは AM ラジオ放送 (530 kHz~1.6 MHz)、FM ラジオ放送 (76~108 MHz)、地上波デジタル放送 (470~710 MHz) 等であり、これらの周波数帯の電磁波を小型アンテナで効率よく受信することは困難である。一例として身長 170 cm の人体を大地グラウンドに立った 1/4 波長モノポールアンテナとみなした場合、人体の誘電率による波長短縮を考慮した上で、共振周波数はおよそ 1.7 MHz と計算される。これは例えば、AM ラジオ放送等の電磁波を効率良く受信できるアンテナと考えられる。本研究では、アンテナの入力特性が人体近接・接触時に大きく変化することを利用し、MHz 帯で共振可能なウェアラブルアンテナの試作を目指した検討を行った。また、アンテナ試作に先駆けて、発電量増大に必要不可欠となるアンテナの入力インピーダンス特性について、実験と電磁界解析を併用して検討した。

まず、手首に装着したウェアラブルアンテナの入力インピーダンスを FDTD 法による電磁界解析により計算し、性別(で異なる組織構造)の影響および皮膚の水分状態の影響を MHz 帯の周波数範囲で広く見積もった。より現実に近い正確なインピーダンスを計算するため、国立研究開発法人情報通信研究機構から提供を受けた詳細人体モデルから腕部を抜き出して解析に用いた(図2) [3]。この左腕部は、皮膚、脂肪、筋肉、

腱、血液、皮質骨、海綿骨の 7 組織で構成され、各組織には Cole-Cole 型分散媒質の電気定数が適用されており、広帯域で実際の生体を模擬した解析が可能である。

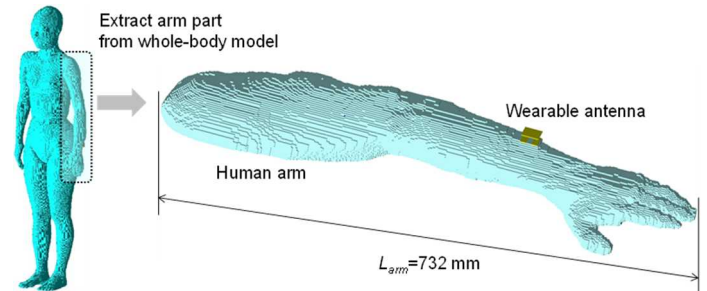


図2 数値電磁界解析モデル

アンテナは回路基板、信号電極、グラウンド電極、励振源およびワイヤで構成した。信号電極とグラウンド電極として、我々の過去の検討に基づきそれぞれ  $8 \times 24 \text{ mm}^2$  の電極を採用した。アンテナの構成材料のうち導電性のもは全て完全導体とした。本研究では手首部分に装着したウェアラブルアンテナの励振源から、電極を介して人体および空間側を見込んだ入力インピーダンス(以降、アンテナ入力インピーダンス)について、Finite Difference Time Domain (FDTD)法による電磁界解析(XFdtd, Remcom Inc.)を用いて 1~100 MHz の範囲で計算した。計算の結果を図3に示す。

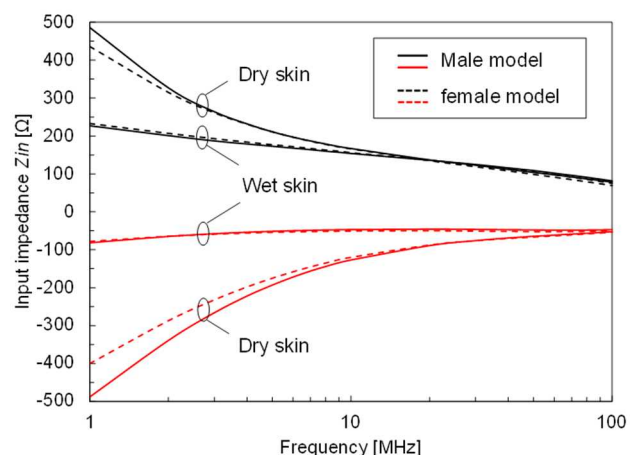


図3 数値電磁界解析によるアンテナ入力インピーダンスの計算結果

性別による入力インピーダンスの差は、周波数が低い

# バッテリーレス人体通信システムに向けたアンテナ・伝送方式の研究

## Antennas Design and Transmission Methods for Battery-less Human Body Communication

ほど大きくなることが明らかになった。また、乾燥皮膚の場合は男女間で入力インピーダンスの差は最大20%、湿潤皮膚の場合は最大で10%となった。インピーダンスの変動による高周波信号の反射を考慮すると、性別による入力インピーダンスの差は十分に小さい。すなわち、同じウェアラブルアンテナや後段の回路構成を男女ユーザに共通して使用できると考えられる。また、皮膚の水分状態に対する入力インピーダンスの差は低周波で増加し、1 MHzで最大となった。入力インピーダンス実部では最大差53%、虚部では最大差80%である。一方で、数MHzを超えると、皮膚の水分状態の影響は十分に小さくなった。このため、環境電磁波の電力密度だけでなく入力インピーダンスの安定性を考えた場合、今回のアンテナ形状や装着位置では数MHz以上の周波数帯域の環境電磁波を用いることが望ましいと考えられる。

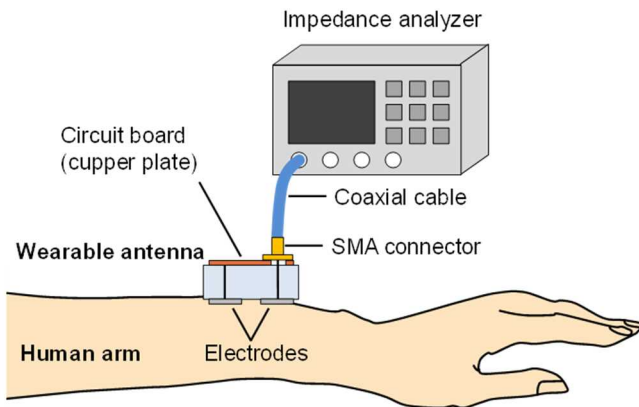


図4 試作アンテナと入力インピーダンスの測定系

つづいて、手首に装着したウェアラブルアンテナの入力インピーダンスを被験者実験によって測定し、ユーザの個人差が入力インピーダンスに与える影響を見積もった。試作ウェアラブルアンテナと測定系を図4に示す。試作アンテナは回路基板を模擬した銅板、ステンレス板による信号電極およびグラウンド電極、ワイヤ、アクリル板、SMAコネクタで構成した。また、着脱を容易にするため腕時計のケースにアンテナ電極を内蔵した。信号電極およびグラウンド電極はSMAコネクタの内導体および外導体にそれぞれ接続されている。アンテナ電極各部の寸法は電磁界解析モデルのものと同様である。アンテナの入力インピーダンスは

被験者の左手首に装着した試作アンテナをインピーダンスアナライザに接続して測定した。本実験の被験者は合計22名の協力を得た。測定の結果を図5に示す。

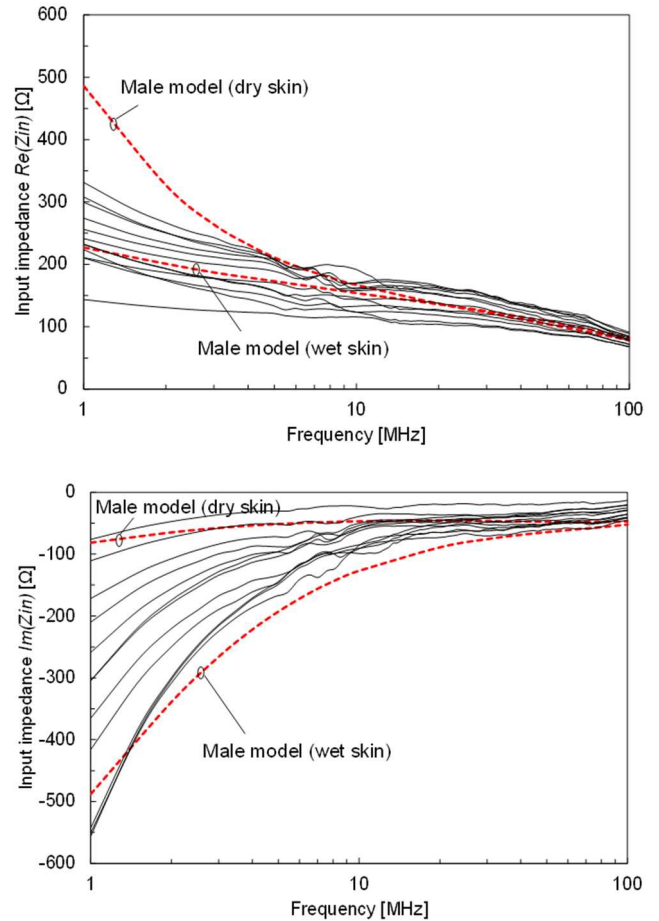


図5 被験者実験によるアンテナ入力インピーダンスの測定結果

被験者間の入力インピーダンスの差は周波数が低いほど大きくなった。これは電磁界解析の結果と一致しており、表皮効果によって高周波では電流が腕の表層のみに流れるのに対し、低周波では、電流が内部組織まで到達するため、皮膚や脂肪層の厚みなどの個人差が顕著に現れたと考えられる。一方で個人差に起因する入力インピーダンスの変動について、一例として電圧定在波比率(VSWR)を用いて評価した。VSWRは入力インピーダンス変動による信号反射量を評価する指標であり、0(反射なし=最良状態)~∞(全反射=最悪状態)の値をとる。一般的なアンテナシステムでは

# バッテリーレス人体通信システムに向けたアンテナ・伝送方式の研究

## Antennas Design and Transmission Methods for Battery-less Human Body Communication

VSWR $\leq 3$  が望ましいとされる。個人差によって劣化する VSWR の最悪値は、1 MHz において男性と女性の被験者でそれぞれ 2.87 と 2.03 となった。また、5 MHz 以上の周波数では VSWR $\leq 2$  となった。この結果は、5 MHz を超えるキャリア周波数が、個人差を低減し入力インピーダンスを安定させることを意味する。以上の結果から、最適な周波数帯域の環境電磁波をターゲットとすることにより、ユーザ個人差に対して耐性のある人体通信システムが実現できると考えられる。

### 3. 設置機器給電型バッテリーレス人体通信

前章では環境電磁界を利用する完全なバッテリー動作想定の人体通信システムを対象とした検討について述べた。本章では、ウェアラブル機器自体はバッテリーレスとし、必要に応じて大型の設置機器から情報とともに電力を供給するセミバッテリーレス方式人体通信についての検討について述べる。設置機器を含む信号伝送は、機器が商用電源を介して床面グラウンド(GND)と接続されることが想定されるため、バッテリーで駆動する小型機器同士の信号伝送とはシステムの電磁環境が決定的に異なる。本研究ではセミバッテリーレス方式人体通信の実現に向け、特に床面 GND の寄与に着目し通信機器間の伝送特性や電界分布などの信号伝送メカニズムについて、被験者実験と数値電磁界解析の両面から評価した。

送信側として設置機器(改札機)を、受信側としてウェアラブル機器(スマートウォッチや腕時計)を想定した人体の伝送特性の測定系を準備した。設置機器筐体の寸法は現行の改札機を想定し 460×450×880 mm<sup>3</sup> とし、ICカードリーダ部にあたる筐体中央前面部に 25×25 mm<sup>2</sup> の送信電極を配置した。送信電極は同軸線を介して信号発生器(SG)(Tektronix, AFG1062)に接続し、金属製の設置機器筐体そのものを送信側回路の GND として利用した。さらに、床面 GND が信号伝送におよぼす影響を確認するため、SG は商用電源もしくはバッテリーで駆動した。SG が商用電源で駆動される場合には送信側回路の GND は床面 GND に接続され、バッテリーで駆動される場合には両者は切り離される。ウェアラブル機器はスマートウォッチを想定し手首に装着する方式とし、8×24 mm<sup>2</sup> の二電極構造を採

用した。受信電極は同軸線を介してスペクトラムアナライザ(SA)(Tektronix, RSA306B)に接続し、ラップトップ PC で制御した。実用時のウェアラブル機器の電磁環境を再現するために、SA と制御 PC はともにバッテリー駆動とした。被験者は日本人の成人男女の 5 名とし、ウェアラブル機器の装着位置(右手首/左手首)、設置型機器の送信電極への手のひら接触(有/無)を変化させた。ただし設置機器には右の手のひらで触れることに統一した。本研究における被験者実験は東京理科大学 臨床研究に係る倫理審査委員会の承認(整理番号: 19024)を経て行った。本研究で変化させる 3 種類のパラメータ: (i) 送信電極への手のひら接触の有無、(ii) 受信電極の装着位置、(iii) 床面 GND の有無と、8 通りの条件(1)~(8)の模式図を図 6 (a)に示す。(iii)については、設置機器に接続された SG の駆動条件を商用 AC 電源(設置機器筐体が床面 GND に接続)もしくはバッテリー(設置機器筐体と床面 GND は独立)とすることで、床面 GND の影響を制御した。被験者実験に対応する電磁界解析モデルを、図 6 (a)の(1)の場合を例として図 6 (b)に示す。人体モデルは日本人の成人男性の平均体型を参考に寸法決定し、筋肉の電気定数を有する直方体の組み合わせで構成した。設置機器、ウェアラブル機器、各機器の電極の寸法は実験と同一とした。信号の送信ポートは設置機器の電極と筐体の間に配置し、受信ポートはウェアラブル機器の電極間に配置した。電極および機器筐体は完全導体とした。解析には Finite-difference time-domain (FDTD)法による電磁界シミュレータ SIM4LIFE (ZMT Zurich MedTech AG 社, Switzerland)を用い、信号周波数は 10 MHz とした。

被験者実験と電磁界解析により得られた各条件における設置機器(送信側)とウェアラブル機器(受信側)の間の伝送特性の大きさ  $|S_{21}|$  を図 7(a)にまとめて示す。まず実験値について、設置機器の信号電極と手のひらの接触有無により  $|S_{21}|$  には 45~63 dB の差が生じた。このことから、人体通信において人体と電極の導電的接触は信号伝送の重要な条件であり、ユーザ自身が容易に通信を制御できると考えられる。

また、ユーザが信号電極に接触しない状況では、床面 GND 無(SG をバッテリー駆動時)で、床面 GND 有



# バッテリーレス人体通信システムに向けたアンテナ・伝送方式の研究

## Antennas Design and Transmission Methods for Battery-less Human Body Communication

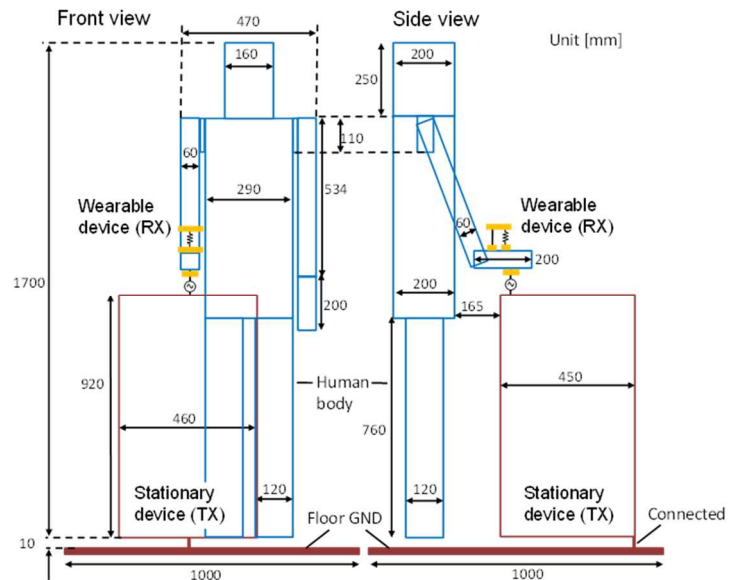
(SG を商用 AC 電源駆動時)に比較して 3~7 dB 程度大きな  $|S_{21}|$  となった。これは床面 GND が設置機器筐体、すなわち受信側 GND に接続されると、設置機器の送信電極から人体やウェアラブル受信機を経由せずに設置機器筐体や床面 GND に戻る通信に寄与しない電界成分が増加するためと考えられる。一方でユーザーが信号電極に接触する条件では両者の  $|S_{21}|$  にほとんど差はなかった。これは接触時には人体を介した送受信電極間の導電的な結合が支配的となり、離れた位置にある床面 GND がもたらす容量結合の効果が無視できるためと考えられる。自動改札等のアプリケーションでは設置機器は商用電源駆動となり床面 GND へ接続される。この場合、通信したい接触時の  $|S_{21}|$  を劣化させずに通信を望まない非接触時の  $|S_{21}|$  を低減できるため、本システムにより優れた通信インターフェースを実現できるといえる。

次に  $|S_{21}|$  の実験値と解析値を比較すると、右腕にウェアラブル機器を装着し送信電極に接触した条件を除き、実験の  $|S_{21}|$  は解析に比較して 15~34 dB 程度大きくなった。この差が生じたのは、実験で用いた測定器筐体や同軸線を介し容量結合が生じ、信号伝送に寄与したことが主な原因と考えられる。一方で右腕にウェアラブル機器を装着し送信電極に接触した場合は、近接して配置された送受信電極間の直接的な結合が支配的となり、測定器や同軸線の影響が他条件に比較して相対的に減少したためと考えられる。

さらに、床面 GND の信号伝送への寄与を説明するため、解析で人体周囲の電界分布を計算した。右腕にウェアラブル機器装着、設置機器の信号電極に接触の条件で、床面 GND 有/無とした電界分布を図 7(b)に示す。床面 GND は主に伝送に寄与する手首から腕先端部周辺の電界にほとんど影響しない一方、伝送には寄与しない人体と設置機器筐体および床面 GND 間の電界強度を増加させている。この電界分布の変化により、床面 GND 有では床面 GND 無の条件に比較し  $|S_{21}|$  が減少したと考えられる。この結果は、従来は人体通信の信号伝送に寄与すると考えられていた床面 GND(あるいは大地 GND)の存在が、利用電磁環境によっては伝送特性を劣化させることを示した重要な知見といえる。

(i) TX Contact	(ii) RX Position	(iii) GND condition	Symbol	(i) TX Contact	(ii) RX Position	(iii) GND condition	Symbol
With contact	Right hand	AC	(1)	Without contact	Right hand	AC	(5)
		Battery	(2)			Battery	(6)
	Left hand	AC	(3)		Left hand	AC	(7)
		Battery	(4)			Battery	(8)

(a) 変化させるパラメータ

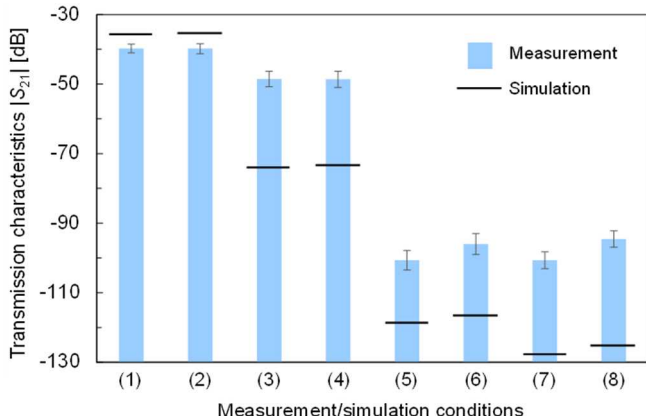


(b)電磁界解析モデル

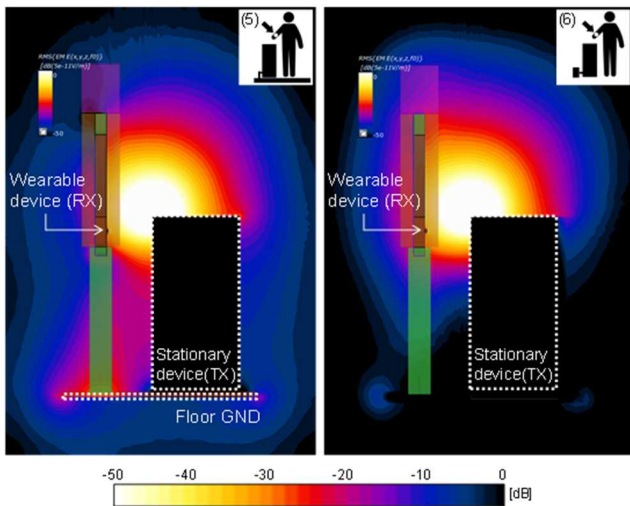
図 6 設置型機器を含むバッテリーレス人体通信  
実験/解析の条件

# バッテリーレス人体通信システムに向けたアンテナ・伝送方式の研究

## Antennas Design and Transmission Methods for Battery-less Human Body Communication



(a) 送受信機間の伝送特性



(b) 人体モデル周囲の電界分布

図 7 設置型機器を含むバッテリーレス人体通信  
実験/解析の結果

### 参考文献

- [1] H. Cao, V. Leung, C. Chow, H. Chan, T. Schenk, “Enabling Technologies for Wireless Body Area Networks: A Survey and Outlook,” IEEE Communications Magazine, Dec. 2009, pp.84-93.
- [2] T. G. Zimmerman: “Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication”, M.S.thesis, MIT Media Laboratory, 1995.
- [3] T. Nagaoka, S. Watanabe, K. Sakurai, E. Kunieda, S. Watanabe, “Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult male and female of average height and weight and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry,” Physics in Medicine and Biology, Vol.49, pp.1-15, 2004.

### 関連文献

- D. Muramatsu, K. Arai, K. Higuchi, “A Study on Floor Ground Contribution in Semi-Passive Human Body Communication”, IEICE Communications Express, Vol.11, No.1, pp.39-45, 2022.

この研究は、平成30年度SCAT研究助成の対象として採用され、令和元～3年度に実施されたものです。

### 4. 今後の予定

本研究で得られたウェアラブルアンテナの入力インピーダンス特性に基づき、フレキシブル基板と導体箔で構成されるウェアラブルアンテナの試作を進めており、詳細な特性を今後検討していく予定である。また、MHzだけでなくGHz帯などの環境電磁波も有効活用するため、マルチバンド化を目指したアンテナ構造の最適化なども進めていく。