スマートライフを加速する人体通信技術

越地 福朗*

Human Body Communication Technologies Progressing Smart Life

Fukuro KOSHIJI*

* 東京工芸大学工学部 (〒 243-0297 神奈川県厚木市飯山 1583)

* Faculty of Engineering, Tokyo Polytechnic University (1583 Iiyama, Atsugi, Kanagawa 243-0297)

1. はじめに

近年、ユビキタス社会やスマートライフの実現を目指し、人間・社会・環境への安全・安心を実現するセンシング技術やデバイス技術、情報ネットワーク技術などの研究に注目が集まっている。また、高密度実装技術や微細加工技術の進化にともない、電子機器は小型・軽量化が進み、モバイル（持ち運べる）からウェアラブル（着用できる）へと進化しつつある。2015年1月には、米国ラスベガスで開催された International Consumer Electronics Show 2015 (CES 2015) においても、通信機能やセンシング機能を搭載したスマートグラスやスマートウォッチ、さらには、スマートソックスなどの新しいタイプのウェアラブル機器などが多数展示・紹介された¹⁾。

ユビキタス社会やスマートライフを考えると、医療機器やヘルスケア機器でさえ、モバイルやウェアラブル、さらには、インプラント（埋め込める）へと進化するであろう。

本稿では、人体周辺に着目したワイヤレスボディエリアネットワークの一例として、人体通信をとりあげ、人体通信技術の概要とその応用例を紹介する。

2. ワイヤレスボディエリアネットワーク

図1は、生体内や生体表面から計測可能な生体情報の例を示したものである。医療・ヘルスケア分野においては、通信機能を備えた小型センサ端末を生体内や生体周囲に分散配置し、ワイヤレスボディエリアネットワークと呼ばれる通信ネットワークを形成して、ワイヤレスで生体情報の収集、解析、管理を行うことが提案されている^{2),3)}。

ボディエリアネットワークの通信方式としては、有線通信、電波通信、光通信、音波通信などがあげられるが、ここでは、人体を介して微弱な電気信号を伝送する人体通信に着目する。

人体通信は、人体表面または人体周辺に配置されている電子機器同士を接続するための通信技術であり、一般的な

図1. 生体内や生体表面から計測可能な生体情報

電波通信のように放射電磁界を利用せず、人体自体を電気信号の伝送媒体として利用するため、省電力かつ秘匿性に優れるなどの特長があり、近年、注目を集めている^{4)~8)}。

2012年2月には、人体周辺における近距離ワイヤレスネットワークに関する標準規格として、IEEE802.15.6が承認された⁹⁾。IEEE802.15.6では、狭帯域ワイヤレス通信として、UHF帯（400 MHz帯、800 MHz帯、900 MHz帯、2,360 MHz帯、2,400 MHz帯）を、広帯域ワイヤレス通信として、Ultra Wideband (UWB) 通信（3.1 GHz～4.8 GHz、6.0 GHz～10.6 GHz）を利用することが規格化され、あわせて、人体通信は、Human Body Communication (HBC) として、21 MHz帯を利用する標準規格となっている。また、本規格には含まれていないが、産業、科学、医療などに利用可能な国際的な Industry, Science, Medical (ISM) バンドのひとつである13.56 MHzを想定し、10 MHz付近の周波数帯を利用した人体通信の検討もなされている¹⁰⁾。

図2は、人体通信の通信形態を示したものであり、人体通信用の機器を身につけた一人内での通信（同図(a)）や、握手などによる人体通信用の機器を身につけた複数の人間同士の通信（同図(b)）、人体通信用の機器を身につけた人

間と他の機器との通信（同図(c)）が想定されている。これらの通信は、人体を介して、他の機器に触れる時に通信が開始されるため「触れること」を通信のトリガとすることが可能な通信であり、人間の行動を利用した優れたインターフェースとしても注目されている。

人体通信システムの設計を考えると、電極は、一般的なワイヤレス通信システムにおけるアンテナに相当するため、システムの性能を決める重要なデバイスである。人体通信におけるウェアラブル機器用電極は、人体や周囲空間とのインピーダンス整合を考慮した設計が行われている^{11)~13)}。

また、信号の伝送経路を考えると、大地グラウンドを介した信号伝送も少なからずあり、人体通信用機器と大地グラウンドとの電磁的な結合による伝送特性変動を考慮する必要がある。人体に装着されるウェアラブル機器は、小型であり、バッテリー駆動されるため、ウェアラブル機器と大地グラウンドとの電磁的な結合は小さい。一方で、図2(c)に示すような据え置き型機器は、ウェアラブル機器に比べて大型であり、商用電源のアースとも接続して利用される

図2. 人体通信の通信形態

のが一般的であり、据え置き型機器と大地グラウンドとの電磁的な結合はウェアラブル機器とのそれに比べて大きい。こうした背景から、大地グラウンドの影響を考慮した据え置き型人体通信システムにおける伝送特性や電磁界分布などに関する検討も行われている^{14),15)}。

図3は、人体通信の伝送特性を検討する通信システムであり、左右の電極に手のひらで触れることにより、左腕、胴体、右腕を伝送経路とする電気信号伝送が行われる。

図4は、図3のシステムにおいて、左右の電極をネットワークアナライザに接続し、人間が左右の手で電極を握り、左右の腕部および胴体を伝送経路とした場合の左右の電極間の伝送特性（実線）を示したものである。また、同図には比較のために、空間伝搬（手のひらが電極に触れていない場合）の伝送特性（破線）、および空間伝搬と人体通信との伝送特性の差異（点線）もあわせて示した。被験者の手は乾燥した状態で実験を行っているが、湿潤状態（汗で湿っている場合を想定）の検討もあわせて行っており、両者に大きな差がないことを確認している。また、人体通信の個人差による特性差異は、体格により最大4 dB程度の変動があるが、その周波数特性はほぼ同一であることも確認している。図4においては、29歳の男性（身長165 cm、体重59 kg）の被験者のものを代表例として示している¹⁶⁾。

図4において、人体伝送と空間伝搬の伝送特性を比較す

図3. 人体通信における伝送特性検討システム⁸⁾

図4. 人体伝送の周波数特性

ると、人体伝送の S_{21} 特性は、30 MHz 以下では、1 MHz をピークに人体伝送が 20 dB 以上良好であり、80 MHz 以下では、人体伝送は -20 dB 前後のほぼ一定値を示し、周波数に対して安定な通信が可能であることがわかる。一方、空間伝搬の S_{21} 特性は、周波数の増大とともに 20 dB/dec で上昇するが、その値は -30 dB 以下であり、人体通信に及ばない。

図 5 は、図 3 のシステムにおいて人体が電極を右手のひらで握っている状態をモデル化し、30 MHz および 100 MHz の周波数における電界強度分布を電磁界解析した結果である。人体モデルは日本人成人男性の平均体型を考慮した寸

図 5. 電極を握る人体の電界強度分布

法で構成されており¹⁶⁾、筋肉の電気特性を適用している¹⁷⁾。

図 5 からわかるとおり、同図 (a) 30 MHz の電界強度分布は、同図 (b) 100 MHz の分布に比べて人体周囲に集中した電界強度分布を示している。これは低い周波数帯において人体周囲に集中して電界が分布しており、人体を介した効果的な伝送が可能であることを意味している。また、同図 (a), (b) ともに前腕部および電極周囲は、周波数に依存せずほぼ同様の電界分布となっているが、解析エリア外周付近の空間部分に着目すると、同図 (b) 100 MHz の方が、同図 (a) 30 MHz よりも強い電界強度分布を示しており、周波数が高くなると、人体が電極を握っている場合であっても空間への放射エネルギーが大きくなる。そのため、図 4 に示すように、低い周波数帯においては人体通信が良好であり、周波数が高くなるにつれて空間伝搬も良好となると言える。

3. 人体通信を利用した映像・音声信号の伝送

人体通信における有力なアプリケーションとして、ウェアラブルコンピュータとヘッドマウントディスプレイとの間の通信や、音楽プレーヤとヘッドフォンとの間の通信が想定される。ここではこれらの映像や音声などのマルチメディア情報を伝送するアプリケーションの検討例を紹介する。

図 6 は、試作した人体通信を利用した映像・音声信号伝送システムである。図 6 (a) に人体通信を利用した映像・音

(a) 映像・音声信号伝送のための人体通信システムブロック図

(b) 映像・音声信号伝送のための人体通信システム外観

図 6. 映像・音声信号伝送のための OFDM を利用した人体通信システム

声信号伝送システムのブロック図を示す。図 (a) からわかるとおり、ビデオデータストレージとして利用する PC1 に保存されたハイディフィニッションビデオデータを、Orthogonal Frequency Division Multiplexing (OFDM) 変調し、人体を介して伝送した後、復調し、さらにビデオデータコンバータとして利用する PC2 において High-Definition Multimedia Interface (HDMI) 対応データに変換し、ハイビジョン対応のディスプレイへ表示するシステムである。図 6 (b) は、人体通信を利用した映像・音声信号伝送システムの外観である。同図中の点線はデータ転送の経路を示している。また、データ転送プロトコルはデータ転送の信頼性の高い Transmission Control Protocol (TCP) を利用している。

55 MHz 以下の周波数帯においては、図 4 に示したように、人体の伝送特性が空間伝搬に対して 20 dB 以上の安定した通信が可能であることから、ここでは、2~28 MHz を利用する OFDM 変調を採用している。OFDM 変調は、無線 LAN (802.11a) や地上デジタル放送などに採用されており、一般にマルチパスなどによる伝送路の周波数特性変動に強いことが知られている。人体通信においても、人体の周囲環境や人体の姿勢、通信機器筐体の大きさや設置方法などの影響を受けて人体および人体周辺を含む伝送系の周波数特性変動が発生することが報告されている¹⁸⁾。したがって、OFDM 通信は人体通信における安定通信に有効と言える。

図 7 は、本システムで採用した OFDM 変調の仕様を示したものである。図 7 (a) は、OFDM 変調の機能ブロック図である。サブキャリア数は 917、サブキャリア変調マッピングには、Binary Phase Shift Keying (BPSK) から最大 1024 Quadrature Amplitude Modulation (1024QAM) が用いられ、伝送路の特性に応じて、最適な伝送速度が得られるように自動的に選択される。また、誤り訂正符号には第 3 世代移動通信システム (3G 携帯電話) などに多く利用されているターボ符号、ガードインターバルにはサイクリックプレフィックスを用いている。図 7 (b) は、本 OFDM 送受信機の出力するスペクトラム波形である。図 7 (b) に示すように、2~28 MHz の広帯域な信号が出力されていることが確認できる。ここで、同図の信号出力に着目すると、2~15 MHz では -25 dBm/10 kHz、15~28 MHz では -42 dBm/10 kHz 程度となっており、周波数帯域により出力信号レベルが異なる。これは採用した OFDM 変調 IC の仕様によるものであるが、これら出力信号レベルの違いは本システムの構築においては影響ないと考える。

伝送するハイディフィニッションビデオ、および、オーディオの仕様をそれぞれ表 1 および表 2 に示す。ハイディフィニッションビデオデータは、一般に 17 Mbps 程度とされる地上デジタル放送のコンテンツを想定し、ここでは最大 20 Mbps の可変ビットレート動画を採用している。

ここで、一般のデータ通信においては、情報が正確に伝

(a) OFDM 送受信機の機能ブロック図

(b) スペクトラムマッピング

図 7. OFDM 送受信機

表 1. 映像仕様

Video pixel size	1,280 × 720 (High-Definition Video)
Maximum bit rate	20 [Mbps] (Variable Bit Rate)
Frame rate	30 [fps]
Run time	180 [s]

表 2. 音声仕様

Sampling frequency	44.1 [kHz]
Bit rate	384 [kbps]
Quantization	16 [bit]
Channel	2 (Stereo)

送されること、すなわち、送信データおよび受信データが一致することが最重要であるが、映像や音声通信などのマルチメディア通信においては、情報が正確に伝送されることだけでなく、情報伝送のリアルタイム性も重要となる。したがって、データ転送遅延なく通信が実現されていることを確認する必要がある。

図 8 は、データ転送遅延の発生有無を確認するため、実際に図 6 (b) に示す構成で、表 1 および表 2 に示す映像・音声信号を伝送した場合の送信ビットレートと受信ビットレートを示したものである。図 8 からわかるように送信ビットレートおよび受信ビットレートを比較すると、送受信ともにデータレートに大きな差異はなく良く一致してお

図8. 送信レートと受信レートの比較

り、データ転送遅延なども発生せず安定した映像・音声信号伝送が行われていることが確認できる。また、あわせて、目視による映像データの確認を行い、映像のコマ落ちなどが発生せず、なめらかに映像信号が伝送されることを確認している。

以上から、人体通信において、最大 20 Mbps の可変ビットレートのハイディフィニッションビデオおよびオーディオの安定通信が可能であることが確認され、人体通信のアプリケーションとして想定されるウェアラブルコンピュータとヘッドマウントディスプレイとの間の通信や音楽プレーヤとヘッドフォンとの間の通信などのマルチメディア映像・音声信号伝送アプリケーションへの応用可能性を確認することができる。

4. 人体通信技術の自動車システムへの適用

近年、安全・安心・快適な交通支援を目的として、交通状況を考慮した運転経路提示や衝突防止、車間維持などを実現する高度道路交通システム (ITS) が実用化されつつある¹⁹⁾。さらに、運転者の心拍、体温、血圧などの生体情報をウェアラブルセンサでモニタリングすることで、運転者の状態・状況を把握し、運転者に提示する運転支援技術にも注目が集まっている^{20),21)}。これらのことを考えると、自動車内において、ウェアラブルセンサと自動車システムとを接続する通信ネットワークが必要不可欠である。

ここでは、自動車内における安定通信と低消費電力を同時に実現する通信技術として、人体通信を自動車内に適用し、運転者の左右前腕に装着されたウェアラブル機器と、ハンドルに搭載した受信機の間の伝送特性、および周辺の電界強度分布の検討を行っている。

4.1 電磁界解析モデル

図9は、運転者の左右前腕に装着されたウェアラブル機器と、ハンドルに搭載した受信機の間の伝送特性および電

(a) モデル全体図

(b) 人体モデル

(c) ウェアラブル機器

(d) 受信電極

図9. 電磁界解析モデル

界強度分布を検討するための電磁界解析モデルである。それぞれ、(a) 電磁界解析モデル全体図、(b) 人体モデル、(c) ウェアラブル送信機モデル、(d) 受信電極機モデルを示している。ここでは一例として、同図 (a) に示すオープンカータイプの自動車モデルを利用する。また、同図 (b) に示す

人体モデルは、U.S. National Library of Medicine (NLM) より提供された西洋人男性の平均的な体形を有する全身モデル²²⁾を姿勢変形し、運転席に座りハンドルを握る自動車運転時の一般的な姿勢としたものである。人体の各生体組織の電気特性は、文献¹⁷⁾に基づいている。

また、同図(c)に示すとおり、ウェアラブル送信機は、信号電極、グラウンド電極、回路基板で構成され、信号電極とグラウンド電極の両電極は、人体表面に接触している。信号電極と回路基板の間に50Ωの内部インピーダンスを有する励振源が挿入されている。

同図(d)に、ハンドル表面に配置する受信電極を示す。受信電極は人体モデルの左手が接触するハンドル部分に配置されており、受信電極と金属のハンドルの間には、受信機入力抵抗を模擬した50Ωの抵抗が挿入されている。

なお、電磁界解析には、Finite Difference Time Domain (FDTD) 法 (XFDTD, Remcom Inc.) を用いている。ここでは、Industry- Science-Medical (ISM) バンドのひとつである13.56 MHzの利用を想定し、周波数10 MHzにて検討を行っている。

4.2 伝送特性

表3は、左右前腕にそれぞれ装着されたウェアラブル送信機と左手が接触するハンドル表面に配置された受信電極間の10 MHzにおける伝送特性 S_{21} を示したものである。

表3からわかるとおり、左前腕に装着されたウェアラブル送信機とハンドル受信電極間の伝送特性は $S_{21} = -31.3$ dBであり、右前腕に装着されたウェアラブル送信機とハンドル受信電極間の伝送特性は $S_{21} = -62.5$ dBである。受信電極は、左手が接触するハンドル部分に配置されているため、伝送経路が短い左前腕-左手ハンドル間の方が良好な伝送特性を示している。一方、右前腕-胴体-左手ハンドル間のように伝送経路が長距離であっても、-70 dB以上の良好な伝送特性が得られる。この結果は、過去に報告された据え置き型機器とウェアラブル機器間の伝送特性²³⁾、すなわち、図2(c)人体通信用の機器を身につけた人間と他の機器との通信と類似した結果となっている。このことは、自動車の車体や据え置き型機器の筐体は、サイズは異なるものの、ウェアラブル機器や携帯機器と比較して大きいいため、同様の傾向の伝送特性を示すと考えられる。

4.3 電界強度分布

図10は、図9に示す電磁界解析モデルにおける電界強度分布を示したものであり、ウェアラブル送信機を装着した腕部をとるxy面における電界強度分布を示している。同図(a)は、左前腕に装着したウェアラブル送信機を励振した場合、同図(b)は、右前腕装着時に装着したウェアラブル送信機を励振した場合の電界強度分布である。図10(a)、(b)は、どちらも同一の電界強度を基準として表示している。

同図からわかるとおり、自動車内であっても、ウェアラブル送信機近傍から人体周囲にかけて強い電界強度分布と

表3. ウェアラブル機器と受信電極間の伝送特性

Transmission path	Transmission characteristics S_{21} [dB]
Left forearm - Left hand	-31.3
Right forearm - Left hand	-62.5

(a) ウェアラブル送信機を左前腕に装着した場合

(b) ウェアラブル送信機を右腕に装着した場合

図10. 電界強度分布

なり、良好な伝送特性を実現できることが確認できる。また、人体周囲に電界分布が集中しているが、通信そのものは微弱な電力によって行われるため、生体の電磁波の比吸収率(SAR, Specific Absorption Rate)は小さいと考えられる²⁴⁾。

5. まとめ

本稿では、ユビキタス社会やスマートライフの実現を目指し、人体周辺に着目したボディエリアネットワークの一例として、人体通信技術を取りあげ、技術の概要と、人体通信を利用した映像や音声や、自動車システムへの人体通信の応用例について紹介した。

謝 辞

本解説記事で紹介した一部の研究は、科学研究費補助金(若手研究(B)) 課題番号 26750228 によって実施されたものである。ここに謝意を表する。

(2015.8.2- 受理)

文 献

- 1) 2015 International CES (<http://www.cesweb.org/>)
- 2) 尾崎 徹, 小見正幸, 杉本千佳, 柴 建次, 苗村 潔, 保坂 寛, 板生 清, 佐々木 健: “ヘルスケア用ウェアラブル

- ルセンシングユニットの開発研究,” マイクロメカトロニクス, Vol. **47**, No. 3, pp. 12–19, September 2003
- 3) H.-B. Li, K. Takizawa, and R. Kohno: “Trends and Standardization of Body Area Network (BAN) for Medical Healthcare,” European Conference on Wireless Technology (EuWiT 2008), pp. 1–4, October 2008
 - 4) T. G. Zimmerman: “Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication,” M.S.thesis, MIT Media Laboratory, 1995
 - 5) 土井謙之, 西村篤久: “人体を伝送路とする高信頼性通信方式,” 松下電工技報, Vol. **53**, No. 3, pp. 72–76, 2005
 - 6) K. Fujii, M. Takahashi, and K. Ito: “Electric Field Distributions of Wearable Devices Using the Human Body as a Transmission Channel,” IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. **55**, No. 7, pp. 2080–2087, 2007
 - 7) K. Sasaki, F. Koshiji, and S. Takenaka: “Intrabody Communication Using Contact Electrodes in Low-Frequency Bands,” CRC Press, Taylor and Francis, “Healthcare Sensor Networks - Challenges toward Practical Application”, ISBN-13: 978-1439821817, Chapter 3, pp. 51–73, September 2011
 - 8) 井上和弘, 大石崇文, 尾林秀一: “人体通信における受信特性変化に関するシミュレーション検討,” 2013 年電子情報通信学会総合大会講演論文集, p. 175, 2013
 - 9) IEEE Computer Society: IEEE Standard for Local and metropolitan area networks Part 15.6: Wireless Body Area Networks, 2012
 - 10) K. Hachisuka, A. Nakata, T. Takeda, Y. Terauchi, K. Shiba, K. Sasaki, H. Hosaka, and K. Itao: “Development and Performance Analysis of an Intra-Body Communication Device,” Proceedings of the 12th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators, and Microsystems (Transducers 2003), Boston, USA, pp. 1722–1725, June 2003
 - 11) F. Koshiji and K. Sasaki: “Input Impedance Characteristics of Wearable Transmitters for Body-centric Networks,” International Conference on Electronics Packaging 2008 (ICEP 2008), 10B1-1, pp. 1–6, Tokyo, Japan, June 2008
 - 12) 越地福朗, 佐々木 健: “人体内通信におけるウェアラブル送信機の電極構造によるインピーダンス整合と電極設計,” エレクトロニクス実装学会誌, Vol. **12**, No. 3, pp. 221–232, May 2009
 - 13) 村松大陸, 山本隆彦, 越地福朗, 越地耕二, 佐々木 健: “インピーダンス整合を考慮した人体通信送信機の電極設計と周辺電界に関する検討,” ライフサポート学会誌, Vol. **24**, No. 7, pp. 70–78, 2012
 - 14) F. Koshiji, K. Sasaki, and K. Koshiji: “Input impedance characteristics of fixed type of transceivers in intra-body communication,” International Symposium on Antennas and Propagation 2010 (ISAP 2010), 301, pp. 913–916, Macau, November 2010
 - 15) M. Kurosu, F. Koshiji, and K. Koshiji: “Electromagnetic field analysis of Human Body Communication between Wearable and Stationary Devices including the Earth Ground,” International Conference on Electronics Packaging 2014 (ICEP 2014), pp. 744–747, Toyama, Japan, April 2014
 - 16) 生命工学工業技術研究所編: “設計のための人体寸法データ集,” 人間生活工学研究センター, 日本出版サービス, ISBN4-88922-093-3 C3040 P4635E, June 1996
 - 17) S. Gabriel, et al.: “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” Phys. Med. Biol., Vol. **41**, pp. 2251–2269, 1996
 - 18) F. Koshiji, S. Takenaka, and K. Sasaki: “TCP/IP Body Area Network in intra-body transmission using OFDM-based wideband modulation,” The Fourth International Conference on Body Area Networks 2009 (BodyNets2009), 2009
 - 19) P. Papadimitratos, A. La Fortelle, K. Evenssen, R. Brignolo, and S. Cosenza: “Vehicular communication systems: Enabling technologies, applications, and future outlook on intelligent transportation,” IEEE Communications Magazine, Vol. **47**, Issue 11, pp. 84–95, November 2009
 - 20) 三角育生, 長谷川将之, 佐々木 健, 保坂 寛, 板生 清, 橋本芳信, 有光知理, 中川 剛, 河内泰司: “自動車運転者の疲労センシングのための携帯型評価システムの構築手法に関する研究,” マイクロメカトロニクス, Vol. **47**, No. 2, pp. 1–10, June 2003
 - 21) 中野泰彦, 宮川あゆ, 佐野 聡: “ドライバの覚醒度検知技術,” FUJITSU, Vol. **54**, No. 4, pp. 416–420, July 2008
 - 22) M. J. Ackerman: “The Visible Human Project,” Proceedings of the IEEE, Vol. **86**, No. 3, pp. 504–511, Mar 1998
 - 23) 越地福朗, 黒子美咲, 越地耕二: “人体通信を利用したウェアラブル機器と据え置き型機器との間の通信の検討,” 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2013 (LIFE2013) 論文集, September 2013
 - 24) 村松大陸, 越地福朗, 越地耕二, 佐々木 健: “詳細人体モデルによる人体通信機器の入力特性および生体暴露に関する検討,” 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2011 (ABML2011) 論文集, O1-1, 156, pp. 1–3, Tokyo, Japan, November 2011

著者紹介

越地福朗 (こしじ ふくろう)

2002 年 東京理科大学理工学部電気工学科卒業。2002～2011 年 コニカ (コニカミノルタに改称) (株) 中央研究所。2010 年 東京大学大学院新領域創成科学研究科人間環境学専攻博士後期課程修了 (博士 (環境学))。2011～2014 年 国士舘大学理工学部電子情報学系 専任講師。2015 年 東京工芸大学工学部基礎教育研究センター 准教授。現在に至る。また、2010 年より、東京理科大学総合研究機構客員研究員を併任。電磁波工学、通信工学、人間環境学などの研究に従事。