電磁界シミュレーション技術を用いた人体通信用電極の設計と人体通信の自動車システムへの応用

越地 福朗*, 越地 耕二*, 村松 大陸**, 佐々木 健**

Design of Electrodes for Human Body Communication Using Electromagnetic Simulation Technology and Its Application to Automotive System

Fukuro KOSHIJI*, Kohji KOSHIJI*, Dairoku MURAMATSU**, and Ken SASAKI**

* 東京理科大学総合研究機構 (〒 278-8510 千葉県野田市山崎 2641)

** 東京大学大学院新領域創成科学研究科 (〒 277-8561 千葉県柏市柏の葉 5-1-5)

* Research Institute for Science and Technology, Tokyo University of Science (2641 Yamazaki, Noda-shi, Chiba 278-8510)

** Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo (5-1-5 Kashiwanoha, Kashiwa-shi, Chiba 277-8561)

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。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ボディエリアネットワークの一例として、人体通信を取りあげ、技術の概要と、人体に装着する電極設計、自動車システムへの人体通信の応用について、電磁界解析技術を活用した検討例を紹介する。

2. 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、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^{1),2)}。

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送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、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^{3)~7)}。

図2は、人体通信の通信形態を示したものであり、人体

図1. 生体内や生体表面から計測可能な生体情報

通信用の機器を身につけた一個人内での通信（図2(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（図2(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（図2(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。

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。電極寸法は直径 10 mm、長さ 100 mm、電極間隔は 200 mm としている。

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（手のひらで電極に触れていない場合）の伝送特性（破線）および空間伝搬に対する人体通信の通信効率、すなわち人体通信特性と空間伝搬特

性の差（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、手が水分で濡れた状態（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

図 2. 人体通信の通信形態

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⁸⁾

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 程度の振幅の変動があるが、その周波数特性はほぼ同一であることから、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⁸⁾。

図 4 からわかるとおり、1 MHz 付近をピークに、80 MHz 以下の周波数において、人体伝送が空間伝搬よりも良好な特性となっており、特に 55 MHz 以下の周波数帯においては、人体伝送が空間伝搬よりも 20 dB 以上良好な伝送特性となっている。周波数が高くなるにつれて空間伝搬特性が良好になる。また、30 MHz 以下の周波数帯においては、人体伝送特性は -20 dB 前後の値となり、空間伝搬特性は周波数に対してほぼ 20 dB/dec で増加する。

3. 人体通信用ウェアラブル機器の電極設計

人体通信システムにおける電極は、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し、システムの性能を決める重要なデバイスである。

こうした背景から、われわれは、人体通信用のウェアラブル機器の電極を含め、周囲空間とのインピーダンス整合を考慮した電極設計について検討を行っている。

ここでは、図 5 に示すような、手首をはじめとする前腕部に装着されるウェアラブル機器と、指先または手のひらに配置されるスマートフォンなどの間の通信を想定している。図 6 は、図 5 に示す伝送系を電磁界解析用に単純化し、腕部半径 $r = 30$ mm の円柱状腕部の中央にウェアラブル機器を装着した構造としている。また、電極接触部分を平面とするために、腕部モデル表面から 6 mm の深さまで削り、電極接触面の幅を $w = 36$ mm としている。

腕部長は、日本人の成人男性の平均的な体型を考慮し、 $L_{arm} = 700$ mm とした。また、電極入力インピーダンスは電

図 5. 人体通信システム例

図6. 電磁界解析モデル

極および近傍の構造で決まり、腕部先端のスマートフォンの有無や、体幹部の有無は、インピーダンス特性にほとんど影響しないことが確認されているため、解析モデルから除いている。

なお、通信周波数は、Industry- Science-Medical (ISM) バンドのひとつである 13.56 MHz を利用することを想定し、周波数 10 MHz にて検討を行っている。腕部モデルの電気特性は、10 MHz における筋肉組織の比誘電率 ϵ_r 、導電率 σ を採用し、それぞれ、 $\epsilon_r = 170$ 、 $\sigma = 0.62 \text{ S/m}$ である^{9),10)}。ウェアラブル機器の電極モデルは、図6に示すように、二電極接触型の構造を採用し、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されている。送信機の各寸法は、電極長 $a = 20 \text{ mm}$ 、電極幅 $b = 30 \text{ mm}$ 、回路基板長 $L_1 = 80 \text{ mm}$ 、回路基板幅 $L_2 = 30 \text{ mm}$ 、電極間隔 $d = 40 \text{ mm}$ 、回路基板と電極との間隔 $h = 10 \text{ mm}$ である。励振源の内部抵抗は、一般的な高周波回路で用いられる 50Ω の伝送系を想定し、 50Ω としている。伝送系に 50Ω を採用することで、汎用高周波 LSI チップや既存のデバイスなどが利用可能になるなどのメリットがある。

図7にウェアラブル機器の電極入力インピーダンス（電極から腕部方向を見込んだインピーダンス）特性の測定系を示す。また、筋肉の電気特性と等価なファントム（誘電率 $\epsilon_r = 170$ 、導電率 $\sigma = 0.62 \text{ S/m}$ ）を作成し、銅板および発泡スチロールにより試作した電極モデルをファントム表面に装着した様子（写真）を図8に示す。なお、電極入力インピーダンス特性の測定にはネットワークアナライザを用いた。

図9に、ウェアラブル機器の各寸法に対する電極の入力インピーダンス特性の解析結果および測定結果を示す。図9の各図においては、送信機の各寸法のうちひとつをパラメータとして変化したときのものであり、それ以外の寸法は固定している。なお、ここでは解析には、Transmission Line Matrix (TLM) 法 (MIROSTRIPES, CST AG) を用いた。図9からわかるとおり、電極入力インピーダンス特性は、電極構造の各寸法を変えることにより調整可能であり、

図7. ウェアラブル機器の電極入力インピーダンスの測定系

図8. 生体等価ファントムを用いた電極入力インピーダンスの測定¹¹⁾

ウェアラブル機器の電極間隔に比例し、電極長および電極幅に反比例しているが、回路基板幅や回路基板長の影響をほとんど受けない。また、回路基板と電極との間隔は、リアクタンス成分のみに影響を及ぼし、間隔に対してほぼ比例していることがわかる。

以上の知見から、電極の実装できる腕部表面の面積が決まっている場合、電磁界解析を繰り返すことで試行錯誤的に任意の入力インピーダンスを有する電極設計が可能である。また、ここでは紙幅の関係で省略したが、インピーダンス整合電極設計のためのより容易な計算式が提案されている^{11),12)}。

図9. ウェアラブル機器の各寸法および腕部半径に対する電極入力インピーダンス特性

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¹³⁾。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^{14),15)}。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との間の伝送特性、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10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との間の伝送特性および電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、図10(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、図10(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¹⁶⁾を姿勢変形し、運転席に座りハンドルを握る自動車運

(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10. 電磁界解析モデル

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^{9),10)}に基づいている。

また、図10(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。

図10(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の利用を想定しており、周波数10 MHzにて検討を行うこととした。

4.2 伝送特性

表1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1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¹⁷⁾、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11は、図10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。図11(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、図11(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11(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。

表1. 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

図 11. 電界強度分布

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、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¹⁸⁾。

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、人体に装着する電極設計、自動車システムへの人体通信の応用について、電磁界シミュレーション技術を活用した検討例を紹介した。

(2014.8.25- 受理)

文 献

- 1) 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
- 2) 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
- 3) T. G. Zimmerman: “Personal Area Networks (PAN): Near-Field Intra-Body Communication,” M.S. thesis, MIT Media Laboratory, 1995
- 4) 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
- 5) 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
- 6) 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
- 7) 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
- 8) F. Koshiji, S. Takenaka, and K. Sasaki: “TCP/IP Body Area Network in intra-body transmission using OFDM-based wide-band modulation,” The Fourth International Conference on Body Area Networks 2009 (BodyNets2009), 2009
- 9) 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

- 10) International Federation of Automatic Control (IFAC) website (<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>)
- 11) 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
- 12) 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
- 13) 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
- 14) 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
- 15) 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
- 16) M. J. Ackerman: “The Visible Human Project,” Proceedings of the IEEE, Vol. **86**, No. 3, pp. 504–511, Mar 1998
- 17) 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
- 18) 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 (こしち 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 (現在, コニカミノルタ)
(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。現在, 東京理科大学
総合研究機構において, 電磁波工学, ワイヤレス
通信システム, 人間環境学等の研究に従事。

村松大陸 (むらまつ だいろく)
2011年 東京理科大学理工学部電気電子情報工学
科卒業, 2013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修士課程修了。現在, 同大
学院博士課程在学中。2013年より日本学術振興会
特別研究員 DC1。人体通信, 人体と電磁波の相互
作用, 生体信号センシング等に関する研究に従
事。IEEE, エレクトロニクス実装学会, 電子情報
通信学会, 日本 AEM 学会, ライフサポート学会
各会員。

越地耕二 (こしち こうじ)
1978年3月東京理科大学大学院理工学研究科博士
後期課程単位取得退学。1979年4月同大・理工学
部電気電子情報工学科助手, その後講師, 助教授
を経て, 教授。工学博士。この間に同大・総合研
究機構・インテリジェントシステム研究部門・部
門長, 危機管理・安全科学技術研究部門併任。電
波システム工学, 電磁環境工学, 医用生体電子工
学等の研究に従事。2014年6月同大・名誉教授。

佐々木 健 (ささき けん)
1980年 東京大学工学部精密機械工学科卒業。
1982年 東京大学大学院工学系研究科精密機械工
学専攻修士課程修了。1982年 日本電気 (株) 入
社。1985年 東京大学工学部精密機械工学科助
手。1987年 東京大学工学部精密機械工学科助
教授。2004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教授, 現在に至る。メカトロニ
クス, ヒューマンインタフェースの研究に従事。