人体を伝送路として利用した通信システムのモデル化に関する検討

A Study on the Modeling of Communication System Using Human Body as Transmission Channel

藤井勝之[†], 正会員 伊藤公一^{††}, 田島 茂^{†††}
Katsuyuki Fujii[†], Koichi Ito^{††} and Shigeru Tajima^{†††}

あらまし 電極の付いた腕時計型送信機を装着し、指先が受信機の電極に触れることにより、人体を伝送路とした通信システムが提案されている。本稿では、送信機を実験と計算機シミュレーションによりモデル化し、電極構造の違いによる信号伝送状況の差について検討した。

キーワード：ウェアラブルコンピュータ、ユビキタス、人体、通信、インピーダンスマッチング

1. ま え が き

近年、コンピュータを着ることにより、いつでもどこでも情報をやりとりできるようなウェアラブルコンピューティングの研究が盛んに行われている。また、近い将来、家電製品など身の周りのありとあらゆるものがコンピュータを内蔵し、その各々がネットワーク化された環境、すなわち、ユビキタスコンピューティングとして発展していくことが予想される¹⁾。そこで図1に示すような、ウェアラブルコンピュータとユビキタスな環境を統合する研究が重要であると考えられる。例えば、IDなど個人的なデータをウェアラブルコンピュータに格納して持ち歩き、必要に応じてユビキタスコンピュータと連携をとることが可能となる。このような技術は、ナノテクノロジー等とともに21世紀の情報化社会の形態を革新する、非常に大きな可能性を秘めている。

ウェアラブルコンピュータとユビキタス環境を統合する研究の一例として、図2に示すような電極の付いたウェア

図1 ウェアラブルとユビキタスの統合
Integration of Wearable and Ubiquitous.

図2 使用状態
Transmission system.

2002年4月24日受付, 2002年7月31日最終受付, 2002年8月26日採録

[†]千葉大学大学院 自然科学研究科

(〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33, TEL 043-290-3931)

^{††}千葉大学工学部 都市環境システム学科

(〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町1-33, TEL 043-290-3931)

^{†††}株式会社ソニーコンピュータサイエンス研究所

(〒141-0022 品川区東五反田3-14-13高輪ミュージビル, TEL 03-5448-4380)

[†]Graduate School of Science & Technology, Chiba University

(1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522, Japan)

^{††}Department of Urban Environment Systems, Faculty of Engineering, Chiba University

(1-33, Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, 263-8522, Japan)

^{†††}Sony Computer Science Laboratories, Inc.

(Takanawa Muse Bldg, 3-14-13, Higashigotanda Shinagawa-ku, Tokyo, 141-0022, Japan)

ラブルな送信機を人体に装着し、人体が受信機の電極に触れることにより、人体を媒介とした伝送路が形成され、認証が行われるシステムが提案されている²⁾。その送信機の外観を図3に示す。送信機は3V、10MHzの正弦波が出力される信号電極と、回路のグラウンドに接続されたGND電極の2枚で構成されている。当初の送信機は信号電極が1枚のみであったが、GND電極を付けることにより伝送状況が良好になるということが経験的に明らかになっている。しかしながら、このような人体を伝送路として利用した通信シス

(a) FDTD法による計算モデル

(b) 電界強度分布の実測

図4 電界強度分布の計算と実測

Calculation and measurement of the E-field distribution.

(a) FDTD calculation model of the transmitter, (b) Measurement of the E-field distribution.

図3 送信機の外観
Structure of the transmitter.

テムの伝送メカニズムについての研究報告例はない。したがって本稿では、実験と計算機シミュレーションにより、送信機および人体をモデル化し、GND電極の有無による伝送状況の差異を基に、人体を伝送路とした信号伝送メカニズムの検討を行う。

本稿では、まず、送信機単体をFDTD法を用いてモデル化する検討を行う。次に送信機を腕に装着した状態で、GND電極がある場合とない場合の腕周囲の電界強度分布を計算する。そして、電界強度分布の差異を等価回路を用いて考察する。

2. 送信機単体のモデル化に関する検討

人体を伝送路とした際の信号の伝送状況を把握するに

図5 電界強度分布
E-field distribution vs. d.

は、計算機シミュレーションが有効である。そこで、FDTD法³⁾を用いて送信機単体のモデル化を検討する。送信機周囲の電界強度を算出するため、図4(a)に示すように電極および回路の基板部分を完全導体とし、信号電極と基板の間に3V、10MHzの正弦波電圧をギャップ給電する。解析領域の格子間隔は $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 1\text{cm}$ 、解析領域は $50 \times 50 \times 50\text{cm}^3$ 、吸収境界条件はLiaoを用いる。また、Courantの安定条件より時間ステップは $\Delta t = 19.2\text{ps}$ とする。電界強度は電極から5cm離れた位置で、モデルの中央から1cm刻みでz軸方向に $d = \pm 10\text{cm}$ まで実効値を算出する。また、モデルの妥当性を検討するため、図4(b)に示すように、電界プローブ(EMR-300, TYPE9, Narda Safety Test Solutions)を用いた電界強度の実測を行い、計算値と比較する。電界プローブの中心を送信機の電極から5cm離して設置し、送信機の中央から1cm刻みでz軸方向に $d = \pm 10\text{cm}$ まで電界強度の実効値を測定する。

図5に計算と測定の結果を示す。なお、電界強度はそれぞれの最大値で規格化した。電界は信号電極から強く放射されており、分布形状は計算と実験ともに良好な一致を示

している．よって送信機から出力される電界強度分布に関して，図4 (a) の解析モデルの妥当性が確認できる．

3. 送信機を腕に装着した状態の電界強度分布

本節では，送信機を腕に装着した状態における，GND電極の有無に起因する伝送状況の差異を検討するため，図6の解析モデルを用いて腕周囲の電界強度分布を計算する．ここで，図6 (a) はGND電極が存在する場合，図6 (b) はGND電極が存在しない場合である．腕を $5 \times 5 \times 45 \text{ cm}^3$ の直方体でモデル化し⁴⁾，電気定数は8MHzから13.56MHz帯で用いられるハイパーサーミア用標準ファントム⁵⁾と等しい $\epsilon_r=81$ ， $\sigma=0.62 \text{ S/m}$ とする．そして，この腕等価モデルの中央に前節で検討した送信機の解析モデルを配置する．

腕周囲の電界強度分布を図7 (a)，図7 (b) に示す．また，人体が伝送路として働くための参考データとして，腕等価モデルがない自由空間での電界強度分布を図8 (a)，(b) に示す．なお観測面は z - x 面とし， 300 V/m を 0 dB として規格

(a) GND電極あり

(b) GND電極なし

図6 送信機を腕に装着したモデル

Arm equivalent model with the transmitter.

(a) With GND electrode, (b) Without GND electrode.

(a) GND電極あり

(b) GND電極なし

図7 腕等価モデルの電界強度分布

E-field distribution of the arm-equivalent model. (a) With GND electrode, (b) Without GND electrode.

(a) GND電極あり

(b) GND電極なし

図8 送信機単体の電界強度分布

E-field distribution in free space. (a) With GND electrode, (b) Without GND electrode.

図9 等価回路
Equivalent circuit model. (a) With GND electrode, (b) Without GND electrode.

化した。図7(a), 図7(b)共に、電界は腕の表面近傍に沿って分布していることがわかる。しかし、図7(b)の方が腕の表面近傍および内部の強度が弱くなっている。つまりGND電極が存在しないことにより、電界が腕の内部に浸透せず、回路基板に強く分布してしまい、その結果として、腕の近傍に放射されなくなったと考えられる。一方、図8(a), 図8(b)では共に電界は給電部から放射状に分布しており、分布形状は一致している。つまり、送信機単体ではGND電極の有無は電界の分布にほとんど影響を与えないことがわかる。また、図7と比較すると電界強度の減衰は大きく、人体が伝送路として機能していると考えられる。

4. 等価回路を用いた考察

本節では、前節のGND電極の有無に起因する電界強度分布の差異を等価回路を用いて考察する⁶⁾。図9(a)はGND電極が存在する場合、図9(b)は存在しない場合の等価回路である。送信機は電圧 V_g [V]の電源で動作し、電源の出力インピーダンスを Z_g [Ω]とする。そして人体装着時の入力インピーダンスを Z_{in} [Ω]とすると、電極に供給される電力 P_{in} [W]は、

$$P_{in} = \frac{1}{2} \text{Re}(Z_{in} I \cdot I^*) \quad (1)$$

と表される。ここで回路を流れる電流 I [A]は、

$$I = \frac{V_g}{Z_g + Z_{in}} \quad (2)$$

であるから、式(2)を式(1)に代入して式(3)を得る。

$$\begin{aligned} P_{in} &= \frac{1}{2} \text{Re} \left[Z_{in} \cdot \frac{V_g}{Z_g + Z_{in}} \cdot \frac{V_g^*}{(Z_g + Z_{in})^*} \right] \\ &= \frac{1}{2} \frac{|V_g|^2 \cdot \text{Re}(Z_{in})}{|Z_g + Z_{in}|^2} = P_{av} S \end{aligned} \quad (3)$$

ここで電源の有能電力を P_{av} [W]とすると、 S は電極へ供給される電力と有能電力の比を表し、共役整合時で $S=1$ となる。したがって、 P_{av} [W]と S は以下のように定義できる。

表1 送信機を腕に装着した際の計算値
Calculated parameters of the equivalent circuit.

	With GND	Without GND
Z_{in} (Ω)	38.66 -j1.600	13.79 -j2833
P_{av} (W)	2.250×10^{-2}	2.250×10^{-2}
S	9.833×10^{-1}	3.435×10^{-4}
P_{in} (W)	2.212×10^{-2}	7.728×10^{-6}
P_m (W)	3.758×10^{-4}	2.249×10^{-2}
P_h (W)	2.210×10^{-2}	6.878×10^{-6}
P_r (W)	1.850×10^{-5}	8.500×10^{-7}
η	8.222×10^{-4}	3.778×10^{-5}

$$\left[\begin{array}{l} P_{av} = P_{in} + P_m, \quad P_{in} = P_h + P_r \end{array} \right]$$

$$P_{av} = \frac{|V_g|^2}{8 \text{Re}(Z_g)} \quad (4)$$

$$S = \frac{4 \text{Re}(Z_g) \cdot \text{Re}(Z_{in})}{|Z_g + Z_{in}|^2} \leq 1 \quad (5)$$

また、損失の総量 P_t [W]は電極の導体損を無視すると、人体への吸収電力 P_h [W]と不整合損 P_m [W]の和で表される。

$$P_t = P_h + P_m \quad (6)$$

よって、有能電力を基準とした放射効率 η を定義すると、空間に放射される電力を P_r [W]として式(7)を得る。

$$\eta = \frac{P_r}{P_{av}} = \frac{P_{av} - P_t}{P_{av}} \quad (7)$$

前節のFDTD法による計算結果から、入力インピーダンス Z_{in} [Ω]、入力電力 P_{in} [W]、放射電力 P_r [W]が求まる。これらの値を式(3)～式(7)に代入して算出した各パラメータを表1に示す。また、腕等価モデルがない自由空間での各パラメータもあわせて表2に示す。なお、等価回路の出力インピーダンスは50Ω系とする。

表1より、入力インピーダンス Z_{in} [Ω]は、GND電極が存在する場合、ほぼ50Ωに近い値となっている。そのため、

表2 送信機単体の計算値
Calculated parameters in free space.

	With GND	Without GND
$Z_{in} (\Omega)$	$3.983 - j7765$	$4.027 - j7855$
$P_{av} (W)$	2.250×10^{-2}	2.250×10^{-2}
S	1.321×10^{-5}	1.306×10^{-5}
$P_{in} (W)$	2.974×10^{-7}	2.940×10^{-7}
$P_m (W)$	2.250×10^{-2}	2.250×10^{-2}
$P_h (W)$	0.000	0.000
$P_r (W)$	2.974×10^{-7}	2.940×10^{-7}
η	1.322×10^{-5}	1.307×10^{-5}

$$\left(\begin{array}{l} P_{av} = P_{in} + P_m \\ P_{in} = P_r \end{array} \right)$$

電源から出力される電力のほとんどは電極に供給されることがわかる。一方で、GND電極が存在しない場合、 $Z_{in} = 13.79 - j2833 \Omega$ と非常に大きな容量性の値となっている。これは、浮遊容量が人体と回路の間に発生し、変位電流が流れて電氣的に結合しているためと考えられる。そのため、送信機と人体は整合しておらず、電源の最大供給電力である有能電力の大部分は不整合損 $P_m [W]$ となり、電源側に戻ってしまうことがわかる。表2では、腕が存在しないため、GND電極の有無に関わらず入力インピーダンス $Z_{in} [\Omega]$ の値は虚部が非常に大きく整合がまったくとれていないことがわかる。つまり、送信機は電極を人体に接触させることにより、人体を伝送路として利用しているといえる。以上の結果から、図7におけるGND電極の有無による電界強度分布の差異は、入力インピーダンスに起因するものであることが解析的に明らかとなった。

次に、入力電力 $P_{in} [W]$ のうち、人体に吸収される電力 $P_h [W]$ と空間に放射される電力 $P_r [W]$ の強度差について考察する。表1よりGND電極が存在する場合は、 $P_{in} [W]$ の大部分が $P_h [W]$ として人体で吸収され、空間に放射される電力 $P_r [W]$ と比較すると約3桁程度大きいことがわかる。一方、GND電極が存在しない場合においては、 $P_h [W]$ は $P_r [W]$ に比べ約1桁程度大きくなっている。よって、GND電極の有無に関わらず、人体に吸収される電力の方が空間に放射される電力よりも大きいといえる。表2では腕が存在しないため、入力電力 $P_{in} [W]$ はすべて空間に放射される電力 $P_r [W]$ に変化している。

最後に有能電力を基準とした放射効率 η について考察する。表1、表2共に、放射効率 η の値は非常に小さくなっている。つまり、送信機の長さは波長($\lambda = 30m$)に対して非常に短いため、空間に電力を放射しにくい構造といえる。

よって、今回検討した送信機は空間に積極的に信号を放射して通信を行うものではなく、腕の近傍で通信を行うものといえる。

5. む す び

人体を伝送路として利用した際の信号伝送メカニズムを検討するため、送信機を数値解析と実験によりモデル化した。また、腕に送信機を装着した解析モデルを用い、GND電極の有無に起因する伝送状況の差異を検討した。その結果、GND電極が存在しない場合、電極と人体のインピーダンス整合がとれず電源の有能電力の大部分が不整合損となってしまうことが明らかになった。

今後は受信機を試作し、モデル化することにより人体を伝送路とした信号伝送メカニズムを解明する予定である。

最後に、本研究を行うに当たり、貴重なご意見を頂きました、(株)ソニーコンピュータサイエンス研究所の方々に感謝いたします。

〔文 献〕

- 1) NTTデータ・ユビキタス研究会編：“Bluetoothって何だ？”，カットシステム (2000)
- 2) N. Matsushita, S. Tajima, Y. Ayatsuka, and J. Rekimoto: “Wearable Key: Device for Personalizing Nearby Environment”, ISWC 2000, pp. 119-126 (Oct. 2000)
- 3) 宇野亨: “FDTD法による電磁界およびアンテナ解析”，コロナ社 (1998)
- 4) 工業技術院生命工学工業技術研究所: “設計のための人体寸法データ集”，生命工学工業技術研究所研究報告 (1994)
- 5) 日本ハイパーサーミア学会: “ハイパーサーミアマニュアル”，医療科学社 (1999)
- 6) 小川晃一，小柳芳雄，伊藤公一: “人体腹部に近接した150MHz帯ノーマルモードヘリカルアンテナの実効放射効率の解析と効率改善に関する検討”，信学論 (B)，J84-B, 5, pp.902-911 (May 2001)

藤井 勝之 2001年，千葉大学工学部電気電子工学科卒業。現在，同大学大学院自然科学研究科博士前期課程在学中。人体と電磁波の相互影響評価に関する研究に従事。

伊藤 公一 1976年，千葉大学大学院修士課程修了。同年，東京工業大学工学部助手。1979年，千葉大学工学部助手。1989年，同助教授，1997年，同教授となり，現在に至る。プリントアンテナ，小形アンテナ，アンテナの医療応用，人体と電磁波の相互影響評価に関する研究等に従事。工学博士，正会員。

田島 茂 1972年，群馬大学工学部卒業，ソニー(株)にて，ビデオ機器の設計に従事。1999年より，ソニーコンピュータサイエンス研究所勤務。ユビキタスコンピュータ環境における，入出力インタフェース研究に従事。