

学術論文

人体通信用受信機の電極構造に関する検討

Design of Receiver Electrode Structure for a Human-Body Communication System

村松 大陸^{*1} (学生員), 山本 隆彦^{*1*2}, 越地 福朗^{*2}, 越地 耕二^{*1*2} (正員)

Dairoku MURAMATSU (Stu.Mem.), Takahiko YAMAMOTO, Fukuro KOSHIJI, Kohji KOSHIJI (Mem.)

Human-body communication system is expected as a new transmission method in networks between wearable equipments. Receivers for human-body communication system were analyzed using the FDTD (Finite Difference Time Domain) method. From the analysis results, it was found that the most suitable electrodes of receiver should be perpendicularly mounted to the surface of human arm. The transmission characteristics S_{21} between wearable transmitter and receiver electrodes varied with the dimension of upper electrode, separation between electrodes, and input resistance of receiver. The electrodes of receiver with a package of $120 \times 60 \times 10$ mm were tried to design with the knowledge obtained from the analyses. As a result, the designed system was available to operate with low power consumption comparing with conventional radio system.

Keywords: Human-Body Communication System, Body Area Network, Wearable, Electromagnetic Field Analysis, FDTD Method

1 はじめに

近年、ユビキタスネットワーク社会の実現の期待が高まっており、ユビキタスサービス実現の際に必要な不可欠となる、小型軽量化され体に身につけることが可能な寸法のウェアラブルな情報通信機器の研究開発が盛んに行われている。ウェアラブル機器間の通信ネットワークである BAN(Body Area Network)[1]に必要な至近距離での無線通信技術として、Bluetooth[2]や RFID(Radio Frequency IDentification)[3]などが普及している。一方で、人体を信号伝送路として通信を行う人体通信が BAN における新たな通信方法として注目されている。人体通信[4]は、信号伝送時に周辺の空間に電界がほとんど漏洩しない特長をもつ[5]。これは密着型機器の秘匿性を有した通信が可能であることを示唆している。また、既存の無線技術と比較して、低消費電力であることが期待できる。さらに、機器使用者が意識して「触れる」という動作を行うことで通信や認証がなされることがこの通信方式の大きな特長である。人体通信の応用例として、手首に装着した腕時計型のウェアラブル機器と、手に持った携帯端末との間の通信、あるいは、装着した機器と外部機器との間の通信等が考えられる。

連絡先：村松大陸 〒278-8510 千葉県野田市山崎 2641
東京理科大学 理工学部 電気電子情報工学科 越地研究室
e-mail:j7307142@ed.noda.tus.ac.jp

^{*1} 東京理科大学 理工学部 電気電子情報工学科

^{*2} 東京理科大学 総合研究機構

人体通信における課題のひとつとして、ウェアラブル機器間で通信を行う際、通信品質やバッテリー使用時間の向上が求められており、伝送特性の改善がきわめて重要である。これまでの研究では、インピーダンス整合を考慮した人体通信送信機の電極構造に関する検討が行われている [6,7]。しかしながら、受信機の電極構造に関する検討は十分には行われておらず、送信機により出力された電界を効率よく受信するための受信機的设计が必要不可欠である。

本研究では、特に人体通信における受信機に着目し、FDTD (Finite Difference Time Domain)法を用いた電磁界解析により、もっとも適した受信機の電極構造は電極を腕に対し垂直方向に二つ配置したものであることを明らかにした。また、受信機モデルの各パラメータを変化させたときの伝送特性 S_{21} についての検討から、手のひらに配置される特定の筐体を想定した場合の、受信機として最適な構造を提案した。

2 電磁界解析

2.1 解析周波数

人体は損失の大きな導体の特性を有していることが知られており [8]、高周波では、抵抗分が減少する一方、誘電正接は増加する [9]。そのため、過去の検討においても 10 MHz 付近において伝送特性が最大となることが報告されている [10,11]。このことから、本研究では励振源信号周波数を 10 MHz として検討を行った。

2.2 電磁界解析モデル

本稿では, Zimmerman らが考案した Waveguide-type の人体通信[12]を参考に, 手首をはじめとする前腕部に装着されたウェアラブル送信機と, 手のひらに配置される携帯端末や, 指先に接触する受信機との間の通信を想定した. Fig.1 にその伝送モデル, Fig.2 に電磁界解析モデルを示す. ここでは, 腕部を, 日本人の成人男性の平均的な体型を考慮し[13], 半径 $r=30$ mm の円柱を表面から 6 mm の位置でカットしたモデルにより構成した. このとき, 電極接触面の幅は $w=36$ mm となる. 腕の長さは $L_{\text{arm}}=700$ mm とした. 腕部モデルの比誘電率 ϵ_r , 導電率 σ は, それぞれ 10 MHz における筋肉の値[14]を参考に, $\epsilon_r=170$, $\sigma=0.62$ S/m とした. 送信機モデルは, 回路基板, 信号電極, グ라운드電極, 内部抵抗 $50\ \Omega$ の励振源, およびワイヤにより構成した. 受信機モデルは, 上部電極, 下部電極, 受信抵抗により構成した. 送受信機構成部品の材料はすべて完全導体とした.

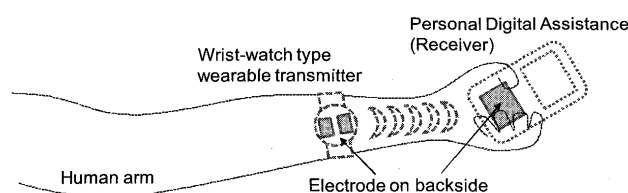


Fig. 1 Human-body communication system

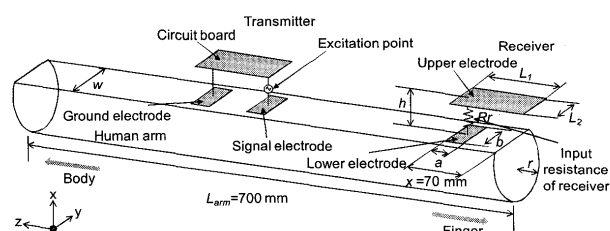


Fig. 2 An analysis model of electrode structure on human arm

3 受信機電極構造の検討

3.1 電極配置

これまでに著者らが設計したインピーダンス整合のとれた電極構造[6]を有する送信機を腕部中央に配置したときの, 腕部中央の xz 平面における電界強度分布を Fig.3 (A)に, このうち x 軸方向成分, y 軸方向成分, および z 軸方向成分を(B)~(D)にそれぞれ示す.

Fig.3(A)の電界分布から, 受信機の電極構造の典型例としては Fig.4 Type (1)~(3)に示すような3種類が考えられる. 各電極寸法は $20\text{ mm} \times 30\text{ mm}$, 電極間隔は 10 mm , 受信抵抗は $2\text{ k}\Omega$, 腕モデル端部から体幹側の電極端部までの距離は 70 mm とした. ここで, Fig.3 (B)~(D)から, 送信機によって誘起される電界の y 軸および z 軸方向成分はきわめて微小であり, x 軸方向成分が大きいことがわかる. このことから, Fig.4 Type (1)に示すような配置とすることにより, 上部電極と下部電極により構成されるキャパシタの間に強い電界が生じ, 受信できるエネルギーが大きくなると考えられる. 送受信機間の伝送特性 S_{21} を算出したところ, Fig.4 Type (1)の配置において $S_{21}=-69.6\text{ dB}$, Type (2)において $S_{21}=-154.6\text{ dB}$, Type (3)において $S_{21}=-98.5\text{ dB}$ となり, Type (1)の配置が適していることが明らかとなった.

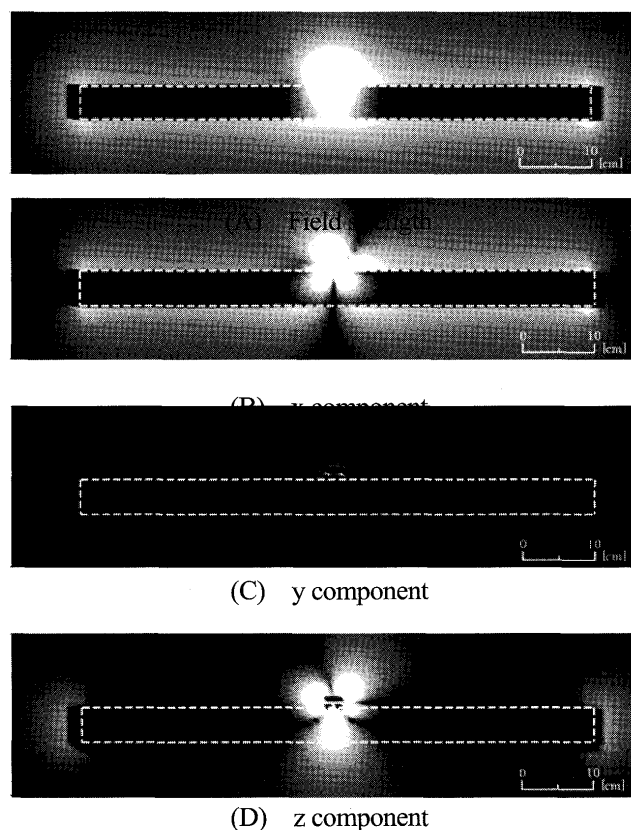


Fig. 3 Electric field distributions around and inside the human arm with wrist-watch sized wearable transmitter

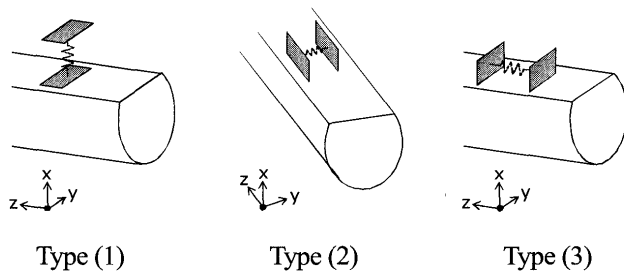


Fig. 4 Various type of electrode arrangement

3.2 下部電極個数

受信機の電極構造として、送信機と同様に二電極を腕部表面に接触させる Fig.5 Type (A)がまず考えられる。しかしながら、この構造は上部電極と下部電極(2)が導線によってほぼ短絡されるため、送信機側から見込んだ入力抵抗はきわめて小さくなる。受信機は電界により伝わる電力を受信するため、大きな入力抵抗を必要とする。このため、送信機と同様である Type (A)の構造は不適であると考えられる。そこで、Type (B)に示すように、腕部表面に一電極のみを接触させることにより、腕部と上部電極との間が開放され、入力インピーダンスを大幅に増加させることができる。これにより、大きな S_{21} 特性が得られると考えられる。上部電極寸法：60 mm×30 mm，下部電極寸法：20 mm×30 mm，電極間隔：10 mm，下部電極同士の間隔：20 mm，受信抵抗：2 k Ω ，腕モデル端部から体幹側の電極端部までの距離：70 mm とした各電極構造について S_{21} を算出したところ、Type (A)においては $S_{21}=-86.5$ dB，Type (B)においては $S_{21}=-64.1$ dB となり、Type (B)は Type (A)と比較して 22.4 dB 良好な S_{21} 特性が得られた。また、実用を考慮した場合にも、通信時に二電極に触れている必要がある Type (A)に比べ、一電極に触れていけばよい Type (B)の方が利便性が高いと考えられる。以上のことから、本研究における以下の検討では、Fig.5 Type (B)の電極構造を用いる事とする。

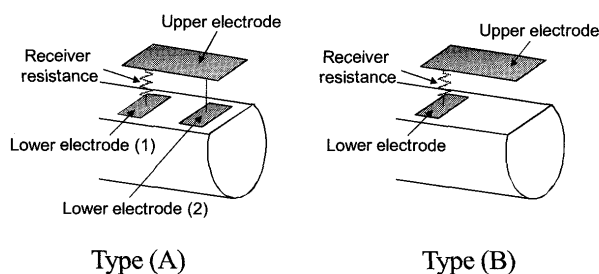


Fig. 5 Two types of receiver electrodes

4 受信機パラメータの変化に対する S_{21} 特性の検討

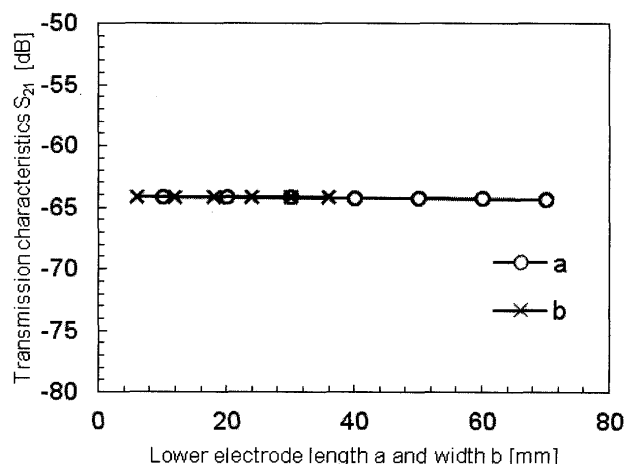
送受信機間の伝送特性 S_{21} が最大となるような受信機電極構造を決定するため、Fig.2 の受信機モデルにおける 6 つのパラメータ（下部電極長 a ，下部電極幅 b ，上部電極長 L_1 ，上部電極幅 L_2 ，上部電極と下部電極の間隔 h ，受信抵抗 R_r ）を変化させたときの送受信機間伝送特性 S_{21} をシミュレーションにより算出した。変化させるのは 1 つのパラメータごととし、変化させているパラメータ以外は Table 1 に示す基本値で固定した。

Table 1 Dimensions of receiver electrode

a	b	L_1	L_2	h	x	R_r
20 mm	30 mm	60 mm	30 mm	10 mm	70 mm	2 k Ω

4.1 下部電極長 a および幅 b に対する S_{21} 特性

Fig. 6 に電極長 a および電極幅 b の変化に対する S_{21} 特性を示す。 a および b の増加に対して S_{21} は大きく変化しないことがわかる。腕部は損失の大きな導体としての性質を有しているため[8]，上部電極と腕部との間でキャパシタンスを構成する。このため、抵抗で消費される電力は、下部電極面積に依存しないと考えられる。

Fig. 6 Transmission characteristics S_{21} between wearable transmitter and receiver electrodes as a function of lower electrode length a and width b

4.2 上部電極長 L_1 および幅 L_2 に対する S_{21} 特性

Fig.7 に上部電極長 L_1 および上部電極幅 L_2 の変化に対する S_{21} 特性を示す。 L_1 および L_2 の増加に対して、 S_{21} は単調に増加した。本受信機では、上部電極と下部電極または腕部によって構成されるキャパシタに蓄えられたエネルギーが受信抵抗で消費されることにより信号を受信する。キャパシタに蓄えられる静電エネルギーは(1)式で表すことができるため、上部電極の面積の増加により、構成されるキャパシタンスが大きくなり、これにともなって S_{21} が増加したと考えられる。

$$U = \frac{1}{2} CV^2 \quad (1)$$

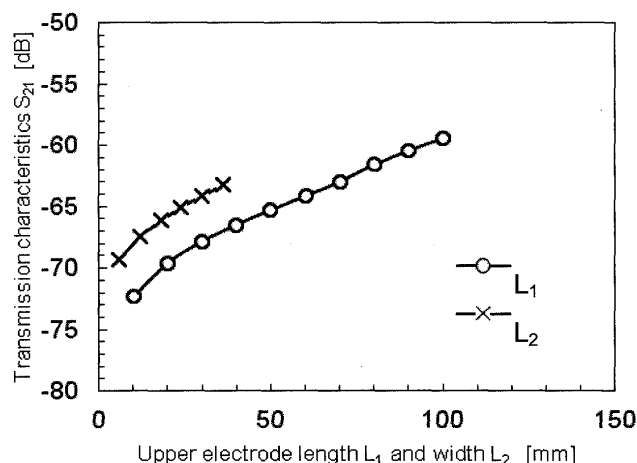


Fig. 7 Transmission characteristics S_{21} between wearable transmitter and receiver electrodes as a function of upper electrode length L_1 and width L_2

4.3 上部電極と下部電極の間隔 h に対する S_{21} 特性

Fig.8 に上部電極と下部電極の間隔 h の変化に対する S_{21} 特性を示す。 h の増加に対して S_{21} が増加しているのは、(2)式に示すように、上部電極と下部電極および腕部で構成されるキャパシタの間に生じる電位差が h の増加により大きくなり、受信抵抗で消費される電力が増加したためと考えられる。また、 $h=10$ mm 以上で増加が緩やかになっているのは、Fig.3 (B)に示したように、腕表面から離れるにしたがって、電界が減少することと、 h の増加にともなう上下電極間のキャパシタンスの減少が原因であると考えられる。

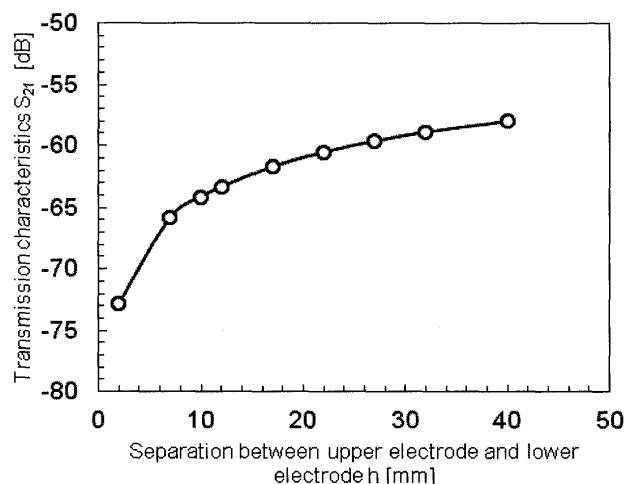


Fig. 8 Transmission characteristics S_{21} between wearable transmitter and receiver electrodes as a function of separation between upper electrode and lower electrode h

$$V = -\int_0^h E \cdot ds \quad (2)$$

4.4 受信抵抗 R_r に対する S_{21} 特性

Fig.9 に受信抵抗 R_r の変化に対する S_{21} 特性を示す。 R_r の増加に対して、 S_{21} は $R_r=6$ k Ω において $S_{21}=-63.5$ dB の最大値をもつ特性を示した。受信機および腕部は、Fig.10 に示すような、受信抵抗 R_r 、腕部のインピーダンス Z_{arm} 、上部電極と下部電極および腕部により構成されるキャパシタンス C_{ef} および、その間の電界により生じる電位差 V_g からなる等価回路として表現できる。この等価回路から、受信電力 P_r (受信抵抗 R_r で消費される電力) が最大となるのは、受信抵抗 R_r と腕部のインピーダンス Z_{arm} の間で整合がとれた場合であることがわかる。本検討では $R_r=6$ k Ω のときに整合がとれて P_r が最大となったと言える。

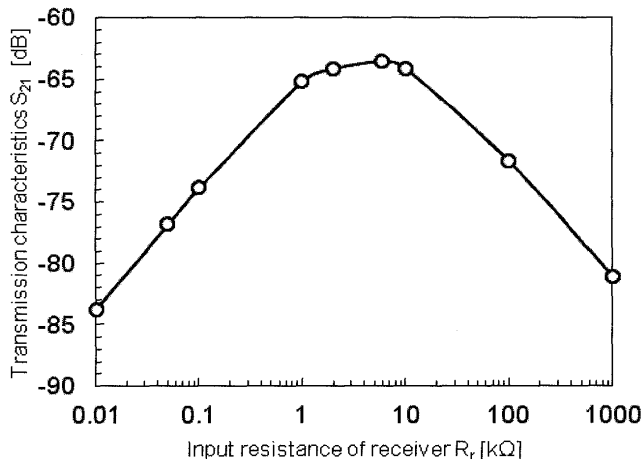


Fig. 9 Transmission characteristics S_{21} between wearable transmitter and receiver electrodes as a function of input resistance of receiver R_r

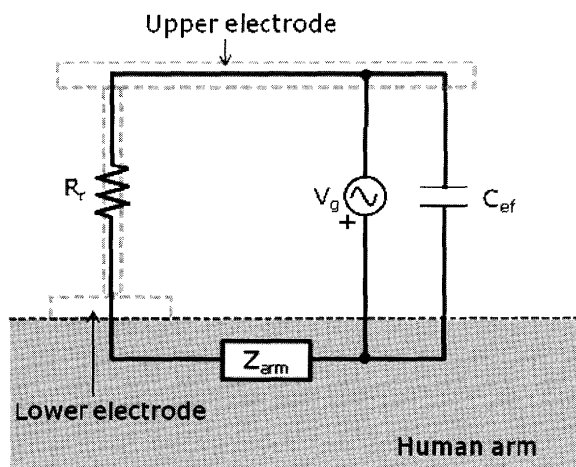


Fig. 10 Equivalent circuit of receiver and human arm

5 実用寸法の電極設計

第4章における検討をもとに、受信端末として $120 \times 60 \times 10$ mm の筐体寸法を想定し、これに実装可能な伝送特性の向上を考慮した電極構造を設計した。受信機の各パラメータを Table 2 に示す。上部電極面積および上下電極間の距離は、筐体に収納可能な範囲で限りなく大きくすることが望ましいため、ともに最大寸法とした。下部電極の寸法については、解析結果から伝送特性にほとんど影響を与えないことが明らかになったため、小型とした。この寸法において、受信抵抗の値は $3 \text{ k}\Omega$ が最適であり、 $S_{21} = -55.5 \text{ dB}$ と算出された。

一例として、一般的な RFID の送信時の消費電力は数 mW であり、読み取りに必要な最低受信電力は -80 dBm ($1 \times 10^{-11} \text{ W}$) 程度である[15]。本稿においては、送信機入力電圧を 100 mV としたところ、送信機における消費電力は $50 \mu\text{W}$ 、受信機における受信電力は $7.0 \times 10^{-11} \text{ W}$ であった。このことから、本稿において検討を行い最適化した構造の受信機は、これまでに著者らが検討を行い最適化した構造の送信機と組み合わせることで、一般的な RFID よりも一桁程度低い消費電力で最低受信電力を満足させることができると思われる。これにより、著者らが検討を行った送受信機を用いた人体通信は、従来の無線通信技術に比べ低消費電力で通信できることが示唆された。

Table 2 Parameters used in trial design of receiver electrode

a	b	L_1	L_2	h	x	R_r
2 mm	2 mm	120 mm	60 mm	10 mm	70 mm	3 kΩ

6 まとめ

本研究では、特に人体通信における受信機に着目し、電磁界解析により、受信機としてもっとも適した電極構造について検討を行った。その結果、受信機として最適な電極構造は上部電極と単一の下部電極を腕に対して垂直方向に配置したものであることを明らかにした。また、受信機モデルの各パラメータを変化させたときの伝送特性 S_{21} について検討した。その結果、受信電力は上部電極の寸法、電極間の間隔の影響が大きく、下部電極寸法にはほとんど影響されないことを明らかにした。また、受信抵抗値について受信機および腕部の等価回路による検討を行い、腕部のインピーダンスの大きさと受信抵抗の値が一致するときに、受信電力が最大となることを明らかにした。以上の検討から、一例として $120 \times 60 \times 10$ mm の筐体寸法をもつ受信端末を想定し、この筐体に実装可能な寸法で電極設計を行った結果、 $S_{21} = -55.5 \text{ dB}$ を得た。この伝送特性は、これまでに著者らが設計した最適化された送信機と組み合わせることで、従来の無線技術に比較し、消費電力を小さくできる値であり、本技術が十分に有用であることが示唆された。

(2010 年 10 月 17 日受付, 2011 年 2 月 21 日再受付)

参考文献

- [1] Huan-Bang Li, Kenichi Takizawa, Ryuji Kohno, Trends and Standardization of Body Area Network, *Proceeding of the 1st European Wireless Technology Conference*, 2008.
- [2] The Official Bluetooth® Technology Info Site
<http://www.bluetooth.com>
- [3] RFID 技術動向・運用環境調査報告書, 財団法人流通システム開発センター, 2008.
- [4] T. G. Zimmerman, Personal Area Networks (PAN) :Near-Field Intra-Body Communication, M.S.thesis, MIT Media Laboratory, 1995.
- [5] 村松大陸, 山本隆彦, 越地福朗, 越地耕二, 人体を伝送路としたウェアラブル機器間通信の伝送特性改善-電極構造に関する検討-, 第20回マイクロエレクトロニクスシンポジウム論文集, pp.211-214, 2010.
- [6] 村松大陸, 山本隆彦, 越地福朗, 越地耕二, インピーダンス整合を考慮した人体通信用電極構造の検討, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会 2010 論文集, pp.412-415, 2010.
- [7] 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, 2009.
- [8] 百瀬典英, 木内陽介, 入谷忠光, 森本忠興, 岡部洋, 有限要素法による生体インピーダンスの解析, 信学技報, MBE97-58, pp.9-14, 1997.
- [9] IFAC website (<http://nirem.fiac.cnr.it/tissprop/>)
- [10] K. Hachisuka, T. Takeda, Y. Terauchi, K. Sasaki, H. Hosaka, K. Itao, Intra-Body Digital Data Transmission for the Personal Area Network, IIP/ISPS Joint MIPE '03, pp.139-140, 2003.
- [11] 蜂須賀啓介, 中田杏里, 武田輝, 柴建次, 佐々木健, 保坂寛, 板生清, 人体を伝送路とした情報通信デバイスの開発, マイクロメカトロニクス, Vol.46, No.2, pp.53-64, 2002.
- [12] T. G. Zimmerman, Personal Area Networks : Near-Field Intra-Body Communication, *IBM Systems Journal*, Vol.35, No.3&4, pp.609-617, 1996.
- [13] 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編, 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, 1996.
- [14] Gabriel, R W Lau and C Gabriel, The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz, *Phys. Med. Biol.* 41, pp.2251-2269, 1996.
- [15] 中山英俊, 柄澤孝一, 伊藤祥一, 藤澤義範, 中沢達夫, RFID を利用したコンクリート品質管理システムの検討, 信学技報, USN2007-67, pp.71-75, 2008.