

人体通信機器用電極における整合時の伝送特性と比吸収率の検討

A Study on Transmission Characteristics and Specific Absorption Rate Using Impedance-Matched

Electrodes for Human Body Communication

○ 町田雄太* 山本隆彦* 越地耕二*

*東京理科大学

Yuta Machida*, Takahiko Yamamoto*, Kohji Koshiji*

*Tokyo University of Science

Abstract: Human body communication (HBC) is a new communicational technology which has raised expectations of applications such as health care and elderly support system in recent years. In this paper, focused on the wearable transmitter and receiver for HBC in a body area network (BAN), we performed an electromagnetic field analysis and simulation. It was carried out using the finite difference time domain (FDTD) method with various models of the human body. We redesigned a number of impedance-matched electrodes for transmitter without stubs and transformers. Specific absorption rate (SAR) and transmitter characteristics S_{21} for these electrode structures were compared in several models.

Key Words: Human body communication, Body Area Network, Wearable device, Human body model

1. はじめに

近年、ウェアラブルコンピュータとユビキタスネットワーク環境の統合へ向けた研究が盛んに行われている。この一例として、人体周辺でネットワークを構成するBAN(Body Area Network)での利用を目的とした、至近距離での無線通信技術である人体通信⁽¹⁾が注目を集めている。この技術は、体表に電極を装着するウェアラブル機器や人体に埋め込まれた機器が、他のモバイル機器やウェアラブル機器等と人体を介して形成される通信路により情報を伝送するシステムである。人体通信は、人体を通信路とするため、Bluetooth・赤外線・微弱無線などを用いた空中伝搬する無線通信とは異なり、信号伝送時に周辺の空間に電界がほとんど漏洩しないため、秘匿性を有し、また低電力で低干渉な通信が実現できるとされており、健康、医療、福祉など、生体情報を伝送する手段としてヘルスケアの分野への応用も期待されている。

人体通信の分野では、人体を一樣な筋組織としたモデル(以後、筋肉人体モデル)が電磁界解析に用いられているが、実際の人体組織は複雑であり、人体通信はその組織構造により影響を受けると考えられる。しかしながら、この影響を評価するために、人体を用いた実験を行うことは難しい。そこで過去の検討⁽²⁾⁽³⁾では、人体近接時の放射特性等がより生体に近いとされる筋肉の電気特性に 2/3 を乗じた 2/3 筋肉等価均質人体モデル⁽⁴⁾(以後、2/3 筋肉人体モデル)と、人体の組織構造を模擬した、皮膚、脂肪、筋肉の 3 層の媒質からなる人体モデル⁽⁴⁾(以後、層構造人体モデル)を用いて、送信機電極の各部寸法の変化に対する励振源から人体および空間側を見込んだインピーダンス(以後、電極インピーダンス)特性と人体腕部周辺の電界分布について、FDTD(Finite Difference Time Domain)法を用いた電磁界解析により行ってきた。

本稿では、さらに人体モデルを変化させた場合の比吸収率(以後、SAR)の検討を行い、また、人体モデルの変化に伴う送信機電極の寸法への影響を調べるために、新たにそれぞれの人体モデルに電極インピーダンスが 50 Ωとなるように最適化された寸法を複数導出し、人体腕部周辺の電界分布、SAR、および送信機電極から人体腕部に装着した受信機電極までの伝送特性 S_{21} の変化について、数値解析により比較検討を行った。

2. 数値解析の概要

2-1 解析に用いた人体モデル

Fig.1は腕部中央に送信機を装着し、指先に接触する受信機との間の通信を想定した場合の電磁界解析モデルである。このモデルは、人体の組織構造と日本人の成人男性の平均的な体型を考慮した人体腕部を模擬した人体モデル⁽⁵⁾である。本モデルの形状は半径: $r=30\text{ mm}$ とし、電磁界解析の簡略化のため腕部を径方向に 10%の位置、腕部表面から 6 mm のところでカットし、腕部表面を平面で近似した。平面部分の寸法: $w=36\text{ mm}$ 、腕部の長さ: $L_{\text{arm}}=700\text{ mm}$ とした。人体モデルには、人体を均一な筋肉に等しいとした筋肉人体モデルと、人体は高含水組織と低含水組織が 2:1 であることから筋肉の比誘電率および導電率に 2/3 を乗じた 2/3 筋肉人体モデル、人体の組織構造を模擬した皮膚、脂肪、筋肉の 3 層の媒質からなる層構造人体モデルを用いた。Fig.2(A)に、筋肉人体モデル、2/3 筋肉人体モデル、Fig.2(B)に層構造人体モデルの断面図を示す。

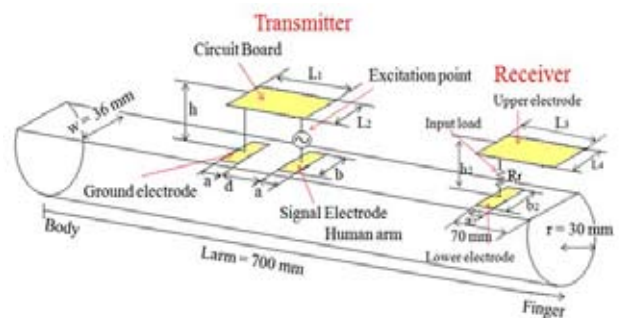


Fig.1 An analysis model of transmitter and receiver electrode structure on human arm

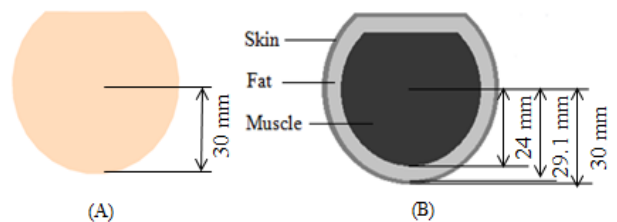


Fig. 2 A cross section of the human arm model

2-2 解析に用いた送信電極モデル

Table 1 に、人体に装着された送信電極の電磁界解析モデルの基本寸法を示す。このモデルは文献⁽⁶⁾の構造をもとに2電極で構成され、回路基板と人体に接触する信号電極とグラウンド電極で構成されている。各部を、電極長 a 、電極幅 b 、回路基板長 L_1 、回路基板幅 L_2 、電極間隔 d 、電極と回路基板の距離 h とした。回路基板と信号電極の中心には入力インピーダンス 50Ω の励振源を太さ 0.2 mm の導線ワイヤで接続しており、同様に回路基板とグラウンド電極の間も太さ 0.2 mm の導線ワイヤで接続している。また、送信機は腕部モデルの中央に配置した。

Table1 Basic dimensions of the transmitter electrode

a	b	d	h	L1	L2
20	30	40	10	80	30

Unit [mm]

2-3 最適入力インピーダンス

人体を伝送路とする通信システムにおいて、電極構造を変化させることで、スタブやインピーダンス変換回路を挿入することなくインピーダンス整合がとれるため、機器を小型化できる。さらに、高周波 LSI(Large Scale Integration) の出力インピーダンスは 50Ω が一般的であることから、これらの値を用いることで既存のデバイスが利用可能となり低コスト化につながる。このことを踏まえ本研究では最適入力インピーダンスを 50Ω として検討を行った。

2-4 解析周波数

解析に用いる人体モデルの電気的性質は、人体腕部における伝送特性 S_{21} が 10 MHz 付近において良好となることから報告⁽⁷⁾されていることから、本論文では 10 MHz における値を採用した。各組織の電気定数を Table 2⁽⁸⁾ に示す。また、皮膚の電気定数には乾燥状態と濡潤状態の皮膚の数値を平均した数値(Average skin の数値)を用いた。

Table2 Value used in the analysis of the layer structure human arm model

	σ [S/m]	ϵ	Thickness [mm]	ρ [kg/m ³]
Dry skin	0.1973	361.6		
Wet skin	0.366	221.8	0.9	1000
Average skin	0.2816	291.7		
Fat	0.02915	13.76	5.1	850
Muscle	0.6168	170.7	24	1050
2/3 Muscle	0.4112	113.8		1050

2-5 解析方法

解析領域内のセルサイズは、送信機近傍において最小セルサイズを $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 1 \text{ mm}$ とし、その領域から離れるにつれて徐々にセルサイズを大きくし、最大セルサイズは $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 5 \text{ mm}$ とした。腕部には円柱を正確に模擬することが可能なサブセル法を適用した。境界吸収条件は7層の PML(Perfect Matching Layer)を用いた。

3. 送信機電極構造の検討

Table 1 に提示した基本寸法を有する送信機のモデルについて、層構造人体モデルを用いて解析を行った。その結果、電極インピーダンスは $Z_{in} = 258 - j90 \Omega$ となった。電極インピーダンスの虚部は生体インピーダンスが容量性を持つために負の値になる。

Fig.3 に Z_{in} に与える影響が大きかった a, b, d と Z_{in} の特性を示す。Fig.3 から、電極面積の増加および電極間隔の減少にともなって Z_{in} が減少していることが分かる。これは電

極面積が大きくなるにつれて注入電流が大きくなるためにインピーダンスが減少するが、グラウンド電極と信号電極の互いに向かい合う辺縁部で電流密度が大きく、離れるにつれて小さくなるため、電極インピーダンスの抵抗成分およびリアクタンス成分は、電極面積が大きくなるにつれて一定値に近づいていると考えられる。

また、Fig.4 に Z_{in} に与える影響が少なかった L_1, L_2, h と Z_{in} の特性を示す。これより、回路基板と外界との間に形成される浮遊容量は無視できるほど小さく、また高さの変化による影響はその分増加した導線ワイヤの虚数成分の影響のみであることが分かった。

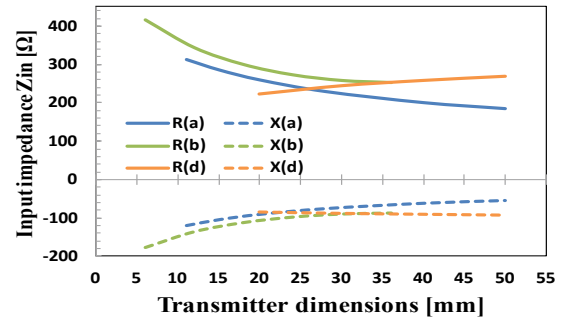


Fig.3 Input impedance characteristics with $a, b,$ and d of transmitter electrodes as a function of transmitter dimensions

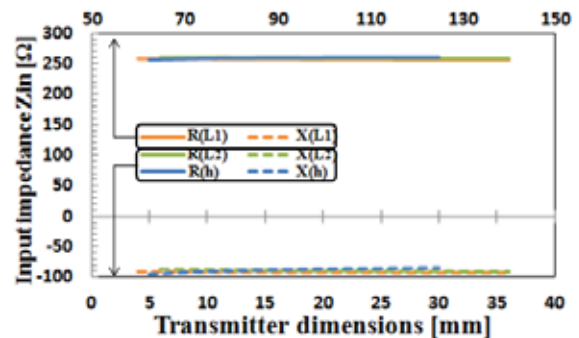


Fig.4 Input impedance characteristics with $L_1, L_2,$ and h of transmitter electrodes as a function of transmitter dimensions

4. 種々の人体モデルにおける電界分布, 伝送特性 S_{21} , 比吸収率の比較

過去の検討⁽²⁾⁽³⁾より、筋肉人体モデルと2/3筋肉人体モデルにおいて電極インピーダンスの大きさは人体モデルによって異なるが、インピーダンス特性は、それぞれの人体モデルにおいても層構造人体モデルと同様の特性を持つことが分かっている。また、本稿3章より、電極の各部寸法を変化させることにより、最適入力インピーダンス 50Ω に整合をとった電極寸法は多数の組み合わせがあることが分かる。ここでは、それぞれの人体モデルに対して、 50Ω に整合をとった異なる寸法をもつ電極構造に対する電界分布、伝送特性 S_{21} 、および比吸収率 SAR の比較を行った。

送信機電極と受信機電極の伝送特性 S_{21} は Fig.1 に示す解析モデルを数値解析することより算出した。各部を、下部電極長 $a_2 = 20 \text{ mm}$ 、下部電極幅 $b_2 = 30 \text{ mm}$ 、上部電極長 $L_3 = 60 \text{ mm}$ 、上部電極幅 $L_4 = 30 \text{ mm}$ 、下部電極と上部電極の距離 $h_2 = 10 \text{ mm}$ 、受信抵抗 $R_r = 2 \text{ k} \Omega$ とした。下部電極は太さ 0.2 mm の導線ワイヤで上部電極に接続しており、送信機電極と受信機電極の間の距離は 260 mm となるよう配置した。

4-1 筋肉人体モデルを用いた解析

Table 3 と Fig. 5 に示すように、ここでは、電極長 a を 20 mm に固定し、電極幅 b と電極間隔 d を変化させることで整合をとった。直列にインダクタを挿入することによって (I)(II)(III) の Z_{in} はそれぞれ $50.6-j0.0 \Omega$, $50.5-j0.0 \Omega$, $50.8-j0.0 \Omega$ である。Fig.6 と Table4 に、それぞれ (I)(II)(III) の送信機電極を装着したときの電界分布と、伝送特性および SAR を示す。電極幅 b と電極間隔 d が小さくなるにつれて、電界分布と伝送特性 S_{21} が減少し、SAR が増加していることが分かる。

Table 3 Optimized dimensions of the transmitter electrodes for muscle body

	a	b	d	h	L1	L2
(I)	20	28	20	10	60	28
(II)	20	19	10	10	50	19
(III)	20	14	5	10	45	14

Unit [mm]

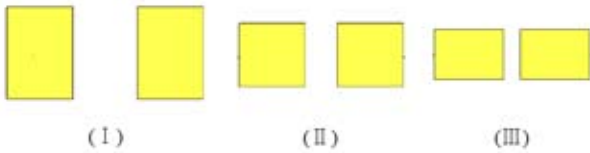
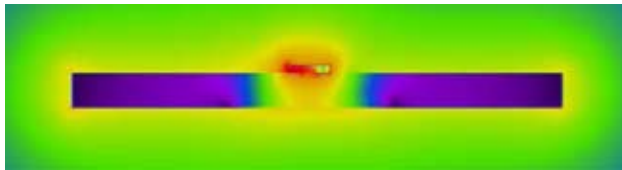
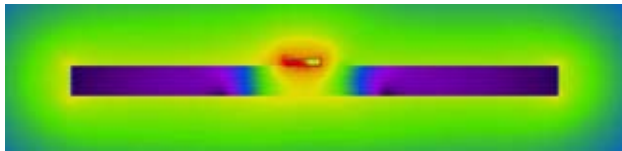


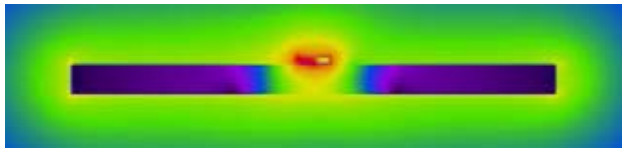
Fig. 5 Optimized electrode structure for muscle body



(I)



(II)



(III)

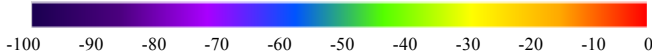


Fig. 6 Electric field distribution around and inside the human arm with optimized wearable transmitter for muscle body [dB]

Table 4 SAR and S_{21} characteristics for muscle body

	(I)	(II)	(III)
SAR			
Maximum Value[W/kg]	1.0	1.7	3.0
SAR Average Sensor (1g Average)[W/kg]	8.0×10^{-2}	1.7×10^{-1}	2.8×10^{-1}
S_{21} [dB]	-55.3	-58.0	-60.1

4-2 2/3 筋肉人体モデルを用いた解析

Table 5 と Fig. 7 に示すように、ここでは、電極長 a を 36 mm に固定し、電極幅 b と電極間隔 d を変化させることで整合をとった。直列にインダクタを挿入することによって

(IV)(V)(VI) の Z_{in} はそれぞれ $50.7-j0.0 \Omega$, $50.3-j0.0 \Omega$, $49.7-j0.0 \Omega$ である。Fig.8 と Table 6 に、それぞれ (IV)(V)(VI) の送信機電極を装着したときの電界分布と、伝送特性および SAR を示す。電極長 a と電極間隔 d が小さくなるにつれて、電界分布と伝送特性 S_{21} が減少し、SAR が増加していることが分かる。

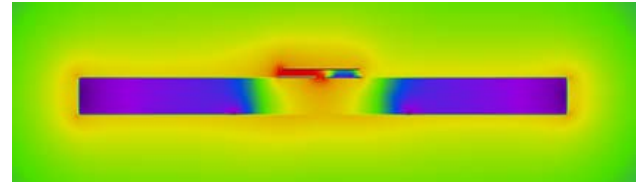
Table 5 Optimized dimensions of the transmitter electrodes for 2/3-muscle body

	a	b	d	h	L1	L2
(IV)	54	36	12	10	120	36
(V)	20	36	7	10	47	36
(VI)	6	36	3	10	15	36

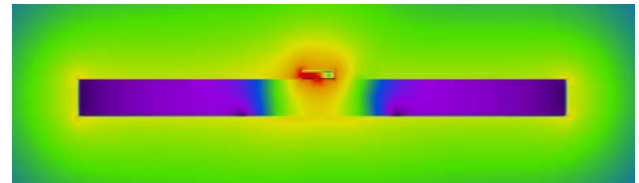
Unit [mm]



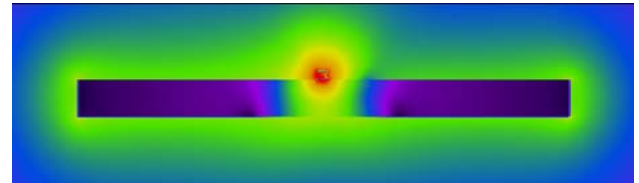
Fig. 7 Optimized electrode structure for 2/3-muscle body



(IV)



(V)



(VI)

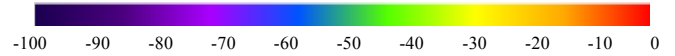


Fig. 8 Electric field distribution around and inside the human arm with optimized wearable transmitter for 2/3-muscle body [dB]

Table 6 SAR and S_{21} characteristics for 2/3-muscle body

	(IV)	(V)	(VI)
SAR			
Maximum Value[W/kg]	4.4×10^{-1}	8.1×10^{-1}	3.1
SAR Average Sensor (1g Average)[W/kg]	1.0×10^{-1}	1.6×10^{-1}	2.0×10^{-1}
S_{21} [dB]	-47.4	-57.0	-67.8

4-3 層構造人体モデルを用いた解析

Table 7 と Fig. 10 に示すように、ここでは、電極長 a 、電極幅 b と電極間隔 d を変化させることで整合をとった。直列にインダクタを挿入することによって (VII)(VIII)(IX) の Z_{in} はそれぞれ $49.4-j0.0 \Omega$, $49.8-j0.0 \Omega$, $49.0-j0.0 \Omega$ である。Fig.10 と Table8 に、それぞれ (VII)(VIII)(IX) の送信機電極を装着したときの電界分布と、伝送特性および SAR を示す。電極長 a 、電極幅 b 、電極間隔 d が小さくなるにつれて、電界

分布と伝送特性 S_{21} が減少し、SAR ピーク値が増加しているが、1gあたりの平均 SAR はほとんど変化していないことが分かる。

Table 7 Optimized dimensions of the transmitter electrodes for layered body model

	a	b	d	h	L1	L2
(VII)	30	29	1	10	61	29
(VIII)	15	25	0.8	10	31	25
(IX)	10	18	0.5	10	21	18

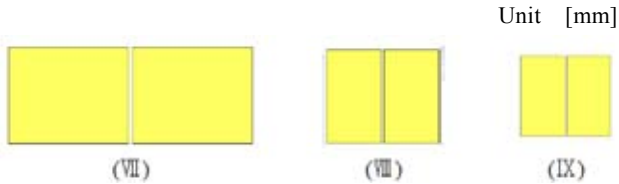


Fig. 9 Optimized electrode structure for layered human body

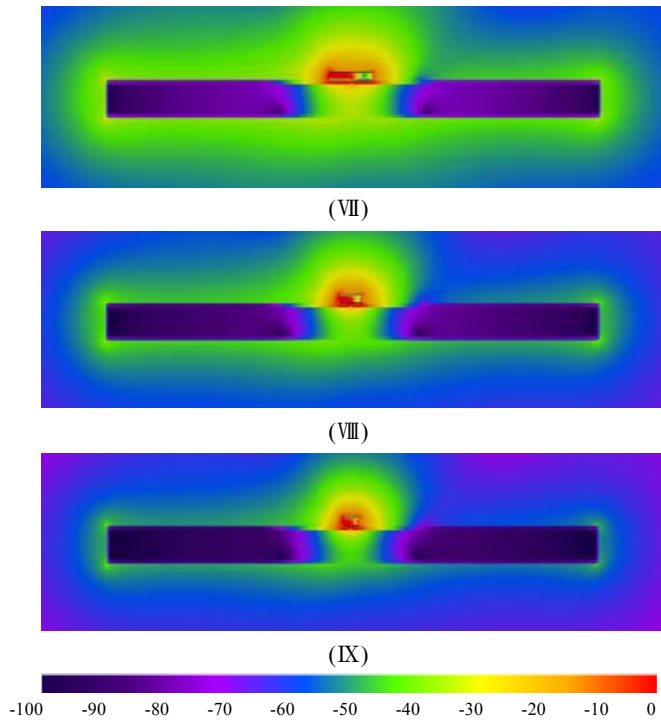


Fig. 10 Electric field distribution around and inside the human arm with optimized transmitter for layered human body [dB]

Table 8 SAR and S_{21} characteristics for layered human body

	(VII)	(VIII)	(IX)
SAR			
Maximum Value[W/kg]	11.7	15.5	27.9
SAR Average Sensor (1g Average)[W/kg]	4.3×10^{-2}	4.6×10^{-2}	4.5×10^{-2}
S_{21} [dB]	-65.0	-70.3	-75.4

4-4 種々の人体モデルの比較

4-2, 4-3, 4-4 より、それぞれの人体モデルにおいて、電極面積と電極間隔 d が小さくなるにつれて、電界分布と伝送特性 S_{21} が減少している。これは、電極面積が小さくなるにつれて体内への注入電流が少なくなり電界分布が減少し、また、伝送特性 S_{21} は受信電極の上部電極と下部電極および腕部の間の電界により生じる電位差として表現できるため、電界分布が小さくなる電極寸法と人体モデルを用いると減少すると考えられる。また、 $SAR = \sigma |E|^2 / \rho$ と表現でき、下部面積と電極間隔 d が小さくなると電極と体内の間を流れる電流の密度が大きくなり、電極下部の内部電界強度が大きくなるため SAR が大きくなると考えられる。また、2/3

筋肉人体モデルや層構造人体モデルは、導電率と電界が減少するために SAR が筋肉人体モデルより小さくなるが、層構造人体モデルでは電極下部の皮膚層の内部電界が大きくなるため SAR ピーク値が大きくなっていると考えられる。

5. まとめ

本項では、電磁界解析により送信機電極構造に対する入力インピーダンスの検討を行い、筋肉人体モデル、2/3 筋肉人体モデル、層構造人体モデルに適した寸法を持つ複数の送信機電極の設計を行った。さらに、種々の人体モデルについて、人体腕部周辺の電界分布、比吸収率 SAR、および伝送特性 S_{21} について比較を行った。結果より、人体モデルの変化と、整合をとった送信機電極の寸法により、電界分布、伝送特性 S_{21} 、SAR に影響が出ること、および、電極間隔 d と下部面積が大きい寸法を用いることで電界分布と伝送特性 S_{21} を大きくでき、SAR を低く抑えられることが分かった。結果より、簡易的な数値解析には層構造人体モデルを用いることにより、より正確な解析が行えることが明らかになった。今後は、詳細な人体モデルとの比較検討を行う予定である。

参考文献

- (1) T. G. Zimmerman : "Personal Area Networks (PAM) : Near-Field Intra-Body Communication", M. S. thesis, MIT Media Laboratory,(1995)
- (2) 町田雄太, 山本隆彦, 越地耕二, 村松大陸, 佐々木健, 越地福朗, "2/3 均質人体モデルを用いた人体通信用機器の電極構造の検討", エレクトロニクス実装学会超高速高周波エレクトロニクス実装研究会公開研究会論文集, July 2011 (2011.7).
- (3) 町田雄太, 山本隆彦, 越地耕二, "層構造人体モデルを用いた送受信機電極の検討", 第24回電磁気力関連のシンポジウム, May 2012(2012.5).
- (4) 高橋応明, 中田智史, 齊藤一幸, 伊藤公一, "多層媒質モデルを用いたペースメーカー装荷型アンテナの特性解析", 電子情報通信学会論文誌. B, 通信 J93-B(12), 1636-1643, 2010-12-01
- (5) "設計のため人体寸法データ集", 生命工業技術研究編, 人間生活工学研究センター, 日本出版サービス, ISBN4-888922-093-3 C3040 P4635E, Jun.1996
- (6) K. Hachisuka, T. Takeda, Y. Terauchi, K. Sasaki, H. Hosaka and K. Itao : "Intra-Body Data transmission for the Personal area Network", Microsystem Technologies, Vol. 11, No.8-10, pp. 1020-1027, 2005
- (7) K. Fujii, M. Takahashi, K. Ito, K. Hachisuka, Y. Terauchi, Y. Kishi, K. Sasaki and K.. Itao: "Study on the Transmission Mechanism foe Wearable Device Using the Human Body as a Transmission Channel", IEICE Trans, Vol. 46, No. 2, pp.53-64, 2002
- (8) Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10Hz-100GHz <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>
- (9) K. Fujii, K. Ito, T. Shigeru : "Study on the Calculation Model for Signal Distribution of Wearable Devices Using Human Body as a transmission Channel", IEICE Trans, Vol. J87-B, No. 9, pp.1383-1390, 2004

連絡先

東京理科大学理工学部電気電子情報工学科 越地研究室
〒278-8510 千葉県野田市山崎2641 東京理科大学12号館
5階 越地研究室
TEL 04-7124-1501(内線3743) FAX 04-7120-1741