磁界共振結合を利用したボディエリア通信の提案と検討

Proposal and Investigation of Body Area Communication Using Magnetic Resonance Coupling

越地 福朗^{*1,*3}(正員), 湯山 菜奈子^{*1}, 越地 耕二^{*2,*3}(正員)

Fukuro KOSHIIJI (Mem.), Nanako YUYAMA, Kohji KOSHIIJI (Mem.)

In this paper, a new highly efficient wireless communication link around human body using magnetic resonance coupling was proposed and investigated. The communication between wearable devices located on forearm and upper arm, like a wristwatch or armband, is assumed as a model for body area communication. The transmission characteristics S_{21} between transmitting and receiving antenna which is put on forearm and upper arm, respectively, like a wristwatch or armband, were analyzed and measured. As a result, the transmission characteristics S_{21} showed the maximum value of -3 dB, and was excellent compared with that of conventional body area communication using the electrodes in contact with the body. Moreover, the SAR of the body was less than a three-hundredth compared with the safety limit of 2 W/kg. Therefore, we confirmed that the wireless communication link using magnetic resonance coupling is useful for body area communication.

Keywords: magnetic resonance coupling, body area network, wearable device, electromagnetic field analysis, FDTD method, specific absorption rate, measurement.

1 はじめに

近年, 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, モバイルからウェアラブルへと進化しつつある。特に, 医療・ヘルスケア分野においては, これらのウェアラブル機器を人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を収集, 解析, 管理する健康管理サービスなども提案されている[1, 2]。

ボディエリアネットワークの有力な通信方式のひとつに人体通信[3]が挙げられるが, 損失性媒質である人体が信号の伝送媒体となるため, たとえば, 装着される腕時計型ウェアラブル機器と手のひらに配置されるデータ端末との間の通信特性 S_{21} は, およそ -50dB にとどまる[4]。

本稿では, より良好な伝送特性を実現する新しいボディエリアネットワーク技術として, 磁界共振結合を利用したボディエリアネットワークを提案し, 人体腕部にアンテナを装着したときのアンテナ間の伝送特性を検討する。

2 提案するボディエリア通信システムの構成

Fig. 1 に, 本稿で想定するボディエリアネットワークの構成を示す。Fig. 1(a)に示すように上腕部および前腕部に装着したウェアラブル機器同士の通信を想定する。また, 同図(b)に示すように通信用のアンテナコイルはウェアラブル機器を腕部に固定するバンド部分にリング状に内蔵する構成とする。

Fig. 1 Body area network using magnetic resonance coupling.

連絡先: 越地 福朗, 〒154-8515 東京都世田谷区世田谷 4-28-1, 国士舘大学理工学部理工学科電子情報学系
e-mail: koshiji@kokushikan.ac.jp

^{*1} 国士舘大学理工学部理工学科電子情報学系

^{*2} 東京理科大学理工学部電気電子情報工学科

^{*3} 東京理科大学総合研究機構

3 電磁界解析モデルおよび測定用ファントム

Fig. 2 は, Fig. 1 に示したシステムを電磁界解析用に単純化したモデルである。著者らは, 過去の検討において, 腕部の折り曲げによるアンテナコイルの配置・傾き変動に対する伝送特性変動が-3 dB 程度と小さいことを確認している[5]。そのため, 本稿では, Fig. 2 に示すように, 腕を伸ばした状態を想定する円柱状のモデルを用いた検討を行う。同図に示すように, 腕部は, 筋肉の電気特性(導電率 $\sigma = 0.69$ S/m, 比誘電率 $\epsilon_r = 72$ @ 64 MHz)を有する媒質とし[6, 7], 日本人の平均体型を考慮し, 腕部長 $L_{arm} = 650$ mm, 腕部半径 $R_{arm} = 40$ mm の円柱でモデル化している[8]。また, ウェアラブル機器装着部分には, 半径 $r = 50$ mm, ピッチ $p = 10$ mm, 巻数 $n = 5$ 回のアンテナコイルを配置する。送信アンテナコイルの励振源には, 内部抵抗 50Ω の信号源を用い, 受信アンテナコイルの受信抵抗は 50Ω とする。電磁界解析には, Finite Difference Time Domain (FDTD)法を用いる。

測定においては, 携帯電話や Radio Frequency Identification(RFID)などの電子機器の発する電磁波の体内埋め込み型医用機器へ及ぼす影響調査などに利用されている濃度 0.18%の食塩水をポリ塩化ビニルの円筒容器に入れて構成したファントムを用いる[9, 10]。Fig. 3 は, 測定に用いたファントムの写真である。円筒容器の内側半径は解析モデルと同様の $R_{arm} = 40$ mm としている。そして, 円筒容器の外壁に発泡スチロールをスペーサとして挿入し, 円筒容器の中心から半径 $r = 50$ mm の位置に, ピッチ $p = 10$ mm, 巻数 $n = 5$ 回のアンテナコイルを配置する。測定はネットワークアナライザによって行う。

Fig. 2 Model for electromagnetic field analyses.

4 アンテナコイルの入力インピーダンス特性

Fig. 4 は, Fig. 2 において, 送受信アンテナコイル間隔 $D = 300$ mm としたときの人体に装着された送信アンテナコイルの入力インピーダンス特性を電磁界解析した結果である。Fig. 4 からわかるとおり, 送信アンテナコイルの入力インピーダンス特性は, 64 MHz において直列共振状態, 114 MHz において並列共振状態となることがわかる。

5 送受信アンテナコイル間の伝送特性

5.1 送受信アンテナコイル間距離に対する伝送特性

Fig. 1(a)に示すような腕部にウェアラブル機器を装着することを想定すると, 腕部の装着位置, すなわち送受信アンテナコイル間の距離によって伝送特性が変動することが予想される。ここでは, 伝送距離に対する伝送特性の変動がどの程度あるか検討を行う。

Fig. 5 は, Fig. 2 において, 送受信アンテナコイル間隔 D を 100~350 mm としたときの送受信アンテナコ

Fig. 3 Phantom arm model for measurements.

Fig. 4 Input impedance characteristics of antenna coil.

イルの反射特性 S_{11} および送受信アンテナコイル間の伝送特性 S_{21} を電磁界解析した結果である。また、Fig. 6 は、Fig. 3 に示すファントムを用いて、電磁界解析同様に、送受信アンテナコイルの反射特性 S_{11} および送受信アンテナコイル間の伝送特性 S_{21} を測定した結果である。

Figs. 5, 6 に示す解析値と測定値をみると、それぞれのアンテナコイルが直列共振する 63 MHz および 64 MHz において、反射特性 S_{11} は最小値を、伝送特性 S_{21} は最大値をとり、解析値および測定値はほぼ一致していることがわかる。このことから、電磁界解析モデルが妥当であることが確認できる。ここで、伝送特性 S_{21} を見ると、低域側および高域側で解析値と実験値に若干の差異が生じているが、これは、測定においては測定用のケーブルやコネクタを使用しており、この点が電磁界解析のモデルとは異なるためであると考えられる。

さらに、Fig. 5 および Fig. 6 から、手首と手のひら間の距離を想定する伝送距離 $D = 100$ mm では、解析値および測定値ともに $S_{21} = -3$ dB 程度、手首と上腕間の距離を想定する $D = 350$ mm では、解析値および測定値ともに $S_{21} = -30$ dB 程度の良好な特性がそれぞれ得られていることも確認できる。

ここで、人体に電極を接触させて通信を行う従来の人体通信の伝送特性が -50 dB であること[4]を考えると、磁界共振結合を利用したボディエリア通信では、従来方式に比べて 100 倍以上良好な伝送特性が実現できることを意味している。このことから、磁界共振結合は、ボディエリアネットワークを形成する有力な通信技術であると言える。

Fig. 5 Transmission characteristics S_{21} for several distances between antenna coils obtained from electromagnetic field analyses.

5.2 送受信アンテナコイルの半径に対する伝送特性

次に、アンテナコイルの半径 r に対する伝送特性を検討する。Fig. 7 および Fig. 8 は、アンテナコイルの半径 r に対する伝送特性を電磁界解析および測定した結果である。各図は、反射特性が最小、または、伝送特性が最大となる周波数を中心にして表示している。Figs. 7, 8 からわかるとおり、アンテナコイルの半径が大きくなると、伝送特性 S_{21} が最大となるアンテナコイルの共振周波数が低下することがわかる。これは、アンテナコイルの半径の増加によって、アンテナコイルのインダクタンスが大きくなり、共振周波数が低下するためである。

5.3 送受信アンテナコイルのピッチに対する伝送特性

ここでは、アンテナコイルのピッチ p に対する伝送特性を検討する。Fig. 9 および Fig. 10 は、アンテナコイルのピッチ p に対する伝送特性を電磁界解析および測定した結果である。各図は、反射特性が最小、または、伝送特性が最大となる周波数を中心にして表示している。Figs. 9, 10 からわかるとおり、アンテナコイルのピッチ p が小さくなると、共振周波数が低下し、伝送特性 S_{21} が最大となる周波数が低下することがわかる。これは、ピッチが小さくなることによってアンテナコイルのインダクタンスが大きくなり、共振周波数が低下するためと考えられる。

5.4 送受信アンテナコイルの巻数に対する伝送特性

最後に、アンテナコイルの巻数 n に対する伝送特性を検討する。Fig. 11 および Fig. 12 は、アンテナコイルの巻数 n に対する伝送特性を電磁界解析および測定した結果である。各図は、反射特性が最小、または、伝

Fig. 6 Transmission characteristics S_{21} for several distances between antenna coils obtained from measurements.

Fig. 7 Transmission characteristics S_{21} for several radiuses of antenna coils obtained from electromagnetic field analyses.

Fig. 8 Transmission characteristics S_{21} for several radiuses of antenna coils obtained from measurements.

Fig. 9 Transmission characteristics S_{21} for several pitches of antenna coils obtained from electromagnetic field analyses.

Fig. 10 Transmission characteristics S_{21} for several pitches of antenna coils obtained from measurements.

Fig. 11 Transmission characteristics S_{21} for several turns of antenna coils obtained from electromagnetic field analyses.

Fig. 12 Transmission characteristics S_{21} for several turns of antenna coils obtained from measurements.

送特性が最大となる周波数を中心にして表示している。Fig. 11, 12 からわかるとおり、アンテナコイルの巻数が増加すると、伝送特性 S_{21} が最大となるアンテナコイルの共振周波数が低下することがわかる。これは、アンテナコイルの巻数の増加にともない、アンテナコイルのインダクタンスが大きくなり、共振周波数が低下するためである。

6 電磁界分布

Fig. 13 は、送受信コイル間の伝送距離 $D = 325$ mm としたときに、伝送特性 S_{21} が最大となる 64 MHz における電磁界分布を示している。同図(a)電界分布、(b)磁界分布は、解析領域における電界強度および磁界強度の最大値をそれぞれ 0 dB として規格化して表示したものである。

Fig. 13 からわかるとおり、同図(a)の電界分布は、腕部の影響を受けて腕部内部には電界がほとんど入り込まず、受信アンテナコイルへの電界の結合が小さいことがわかる。一方、同図(b)の磁界分布は腕部の影響をほとんど受けずに受信アンテナコイルに効果的に磁界が結合している様子が確認できる。また、Fig. 13(a), (b)を比較すると、電界に比べて磁界が強い分布を示しており、磁界が主として伝送に寄与していることがわかる。

ここで、本稿で提案・検討した電磁界共振結合を利用した通信が、従来の人体に電極を接触させて通信を行う人体通信に比べて良好な伝送特性が得られるのは、従来の人体通信が電界を励振する電極アンテナを利用する構成であるのに対して、本稿で提案・検討した方式では磁界を励振するコイル型のアンテナを利用する構成であり、そのため磁界が主として励振され、生体の影響を受けにくいためであると考えられる。

7 生体安全性の検討

磁界共振結合を利用したボディアリア通信は、新しい通信方式であるため、生体への安全性についても検討する必要がある。ここでは、生体安全性について、局所 Specific Absorption Rate (SAR) 値によって評価する。

日本では、局所 SAR の制限値として、任意の 10 g 当たりの生体組織に 6 分間に吸収されるエネルギー量の平均値が 2.0 W/kg 以下とするように定められている [11]。

Fig. 14 は、送信アンテナコイルの出力電力を 1 mW として、局所 SAR の制限値である 2 W/kg を基準(0 dB)として表示したものである。ここで、アンテナの出力電力 1 mW は、Bluetooth の標準的なデバイスが出力する電力と等しいものであり [12]、ここではこれをアンテナコイルの送信出力とした。

Fig. 14 からわかるとおり、送信コイル装着部分であっても、SAR 値は -25 dB 以下、すなわち、制限値である 2 W/kg の 1/300 以下であり、生体安全性は十分に高いことが確認された。

8 まとめ

本稿では、良好な伝送特性を実現する新しいボディアリア通信技術として、磁界共振結合を利用したボディアリア通信を提案し、人体腕部にアンテナコイルを装着したときのアンテナコイル間の伝送特性、および、電磁界分布を検討し、最後に、磁界共振結合によるボ

Fig. 13 Electromagnetic field distributions.

Fig. 14 SAR distribution.

ディアリア通信の生体安全性について SAR によって評価を行った。

その結果、腕部に装着した送受信アンテナコイル間の伝送特性 S_{21} は、伝送距離 $D = 100$ mm において、 $S_{21} = -3$ dB、 $D = 350$ mm において、 $S_{21} = -31$ dB の良好な特性がそれぞれ得られ、従来の人体に電極を接触させて通信を行う人体通信($S_{21} = -50$ dB)に比べて、100 倍以上良好な伝送特性が実現できること確認した。

また、腕部に装着されたアンテナコイルがつくる電磁界分布に着目すると、電界は生体の影響を受け、腕部内部には入り込まずアンテナコイル周囲にのみ分布

するが、磁界は生体の影響を受けにくく、送受信コイル間が磁氣的に良く結合している様子が確認された。これにより磁界を積極的に利用することで、従来の人体に電極を接触させて通信を行う人体通信に比べて良好な特性が得られることがわかった。

また、送信アンテナコイルの出力電力を 1 mW とした時の、局所 SAR 値は、制限値 2 W/kg の 1/300 以下であり、生体への安全性も十分確保されていることを示した。

以上から、磁界共振結合がボディエリアネットワークを形成する通信技術として有望であることを確認した。

(2012 年 10 月 1 日受付, 2013 年 2 月 7 日再受付)

参考文献

- [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, 2003.
- [2] Huan-Bang Li, Kenichi Takizawa, Ryuji Kohno, Trends and Standardization of Body Area Network (BAN) for Medical Healthcare, *European Conference on Wireless Technology* (EuWiT 2008), pp. 1-4, 2008.
- [3] Ken SASAKI, Fukuro KOSHII, Shudo 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, 2011.
- [4] 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.
- [5] 湯山菜奈子, 越地福朗, 越地耕二, 電磁界共振結合を利用した人体周辺通信における伝送特性の検討, 第 22 回マイクロエレクトロニクスシンポジウム論文集, 2C4-4, pp. 241-244, 2012.
- [6] S. Gabriel, et al., 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.
- [7] International Federation of Automatic Control (IFAC) website (<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>).
- [8] 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, 人間生活工学研究センター, 日本出版サービス, ISBN-10: 987-4889220933, 1996.
- [9] 総務省, 携帯電話端末の電波が植込み型心臓ペースメーカー等へ及ぼす影響の検討, 総務省電波の医用機器等への影響に関する調査研究報告書, pp. 1-34, 2005.
- [10] 総務省, RFID 機器の電波が植込み型心臓ペースメーカー等へ及ぼす影響の検討, 総務省電波の医用機器等への影響に関する調査研究報告書, pp. 35-69, 2005.
- [11] 総務省 電波防護指針

(<http://www.tele.soumu.go.jp/j/sys/ele/index.htm>).

- [12] 宮津和弘, Bluetooth のしくみとハードウェア構成, *Design Wave Magazine*, No. 29, pp. 65-73, 2000.