

THE IEICE TRANSACTIONS ON COMMUNICATIONS (JAPANESE EDITION)

# **IEICE** 電子情報通信学会 **B** 論文誌

通 信

VOL. J101-B NO. 7

JULY 2018

本PDFの扱いは、電子情報通信学会著作権規定に従うこと。  
なお、本PDFは研究教育目的（非営利）に限り、著者が第三者に直接配布することができる。著者以外からの配布は禁じられている。

## 通信ソサイエティ

一般社団法人 **電子情報通信学会**

THE COMMUNICATIONS SOCIETY

THE INSTITUTE OF ELECTRONICS, INFORMATION AND COMMUNICATION ENGINEERS

## 生体情報モニタリング用 5.2 GHz 帯布アンテナ

山中 大輔<sup>†a)</sup> 高橋 応明<sup>††b)</sup>

### 5.2 GHz Band Textile Antenna for Biological Information Monitoring

Daisuke YAMANAKA<sup>†a)</sup> and Masaharu TAKAHASHI<sup>††b)</sup>

あらまし 生体情報モニタリングシステムは患者の状態を逐次把握し、容態の急変等に対応するために不可欠なシステムであるが、送信機と患者間のケーブルによる身体の動作制限や、送信機の装着により生じる不快感などの問題がある。そこで、送信用布アンテナとして 5.2 GHz 帯布アンテナを用いることで装着時の患者のストレス軽減と安定した通信を見込むことができる。本論文では、水平・垂直の両偏波に対応する 5.2 GHz 帯生体情報モニタリング用布アンテナを提案するとともに、本アンテナが人体近傍に設置された場合や使用中に湾曲した場合でも良好に動作することを確認した。また、実際に本アンテナを使用して無線 LAN 周波数を利用した受信信号強度の測定を行うことで、本アンテナを用いた無線通信が可能であることを示した。

キーワード 布アンテナ, 生体情報モニタリング, パッチアンテナ, FDTD 法, 直交二偏波, 無線 LAN

#### 1. ま え が き

近年、病院内で患者の生体情報を常時モニタリングする生体情報モニタリングシステムが用いられている [1]。これは、患者の状態を逐次把握し、容態の急変等に対応するために不可欠なシステムである。しかし、現在のシステムは送信機と患者間のケーブルによる身体の動作制限や、送信機の装着により生じる不快感などの問題がある。また、患者の姿勢や位置によっては通信が途切れてしまうことも考えられるため、より安定した通信が可能な生体情報モニタリングシステムが求められている。

現在の生体情報モニタリングシステムに使用される周波数は主に 420~450 MHz 帯であり、周波数チャンネルの干渉を避けるために病棟ごとの運用がなされている。この無線チャンネル管理者は臨床工学技士が担当することが多いが、無線通信が専門ではないうえ、医療機器全体の保守管理作業に追われ使用周波数の

切り替えなどの複雑な管理を行う余裕がない。一般の医療従事者でも管理が容易な無線 LAN を用いて通信を行うことが解決策の一つとして考えられるが、病院内へ持ち込まれた無線 LAN 搭載機器のアクセスポイントによる外来波を原因とする 2.4 GHz 帯院内無線 LAN への干渉の可能性が報告されている [2]。そこで、同じく無線 LAN 周波数である 5.2 GHz 帯は無線通信の専門家ではない医療従事者でも管理がしやすく、干渉や混雑による通信品質の低下も少ない利点が挙げられる [2]。また、5.2 GHz 帯のアンテナは 2.4 GHz 帯のアンテナより構造を小形化しやすいため、装着時の患者のストレスや折り曲げ等によるアンテナへの影響も軽減できると考えられる。

布アンテナは柔軟性に優れていることから人体近傍での利用を想定した研究が多く報告されている [3]~[6]。病衣に取り付けた際にも柔軟な構造により違和感を緩和でき、移動時に送信機を携帯する必要がない。更に、水平・垂直の直交両偏波を放射する布アンテナを病衣に複数配置することで患者の位置や姿勢が変化しても安定した通信を見込むことができる [3]。

しかし、これらは 2.4 GHz 帯やそれ以下の低い周波数を対象としたものがほとんどである。2.4 GHz 帯用布アンテナを調整し 5.2 GHz 帯に対応させた場合、導電性布の繊維の編み方や損失、アンテナ自体の構造により 2.4 GHz 帯と同様な動作をすることは保証で

<sup>†</sup> 千葉大学工学部, 千葉市  
Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

<sup>††</sup> 千葉大学フロンティア医工学センター, 千葉市  
Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

a) E-mail: 14t0844w@chiba-u.jp

b) E-mail: omei@faculty.chiba-u.jp

DOI:10.14923/transcomj.2017JBP3057

きず、5.2 GHz 帯用の布アンテナとして新規に設計する必要がある。簡易な 1 点給電構造であり、5 GHz 以上の周波数を対象としたものであっても文献 [7]～[9] では水平・垂直両偏波の利得が同程度となっておらず、低コストで製造可能な単純な構造をもち、放射素子と同平面の 1 点から給電を行い、水平偏波と垂直偏波の両方に対応可能な 5.2 GHz 帯用の布アンテナは報告されていない。また、生体情報モニタリングシステムに関してもセンサー部について検討したものが多く、5 GHz 帯を用いた布アンテナを送信アンテナとする検討もされていない。

本論文では、主に電磁シールドなどに用いられる導電性布 (Conductive cloth) を用いて、1 点からの給電によって斜め方向のだ円偏波を放射することで、水平偏波と垂直偏波の両方に対応可能な生体情報モニタリング用布アンテナを提案するとともに、その特性を数値解析と実験により検証した。動作周波数は無線 LAN 周波数であり、2.4 GHz 帯と比べて混雑や外来波の干渉が少ないと考えられ、比較的アンテナの小形化が容易な 5.25 GHz とした。

本論文の構成を以下に述べる。2. 「送信用布アンテナの検討」では、本アンテナの設計とその数値解析結果について述べる。3. 「アンテナ特性の実験評価」では、実際に作製したアンテナを用いた実験による特性評価と、導電性布による損失及びに通信実験について述べる。4. 「湾曲時のアンテナ特性」では、湾曲時を想定した実験による特性評価について述べる。5. 「むすび」では本論文のまとめを行う。

## 2. 送信用布アンテナの検討

### 2.1 送信用布アンテナの設計

送信アンテナは、病衣に直接取り付け使用することを想定しているため、小形で平面的な構造が望ましく、患者の姿勢や位置によらず安定した通信を行うために水平偏波と垂直偏波の 2 種類の直線偏波と同程度の指向性利得が必要である。また、配線及び構造の簡易化の観点から給電点を 1 点のみとし、アンテナによる人体側への不要な放射も抑える必要がある。以上の条件を満たすアンテナの設計を行った。

まず、基本構造としてパッチアンテナを採用した。パッチアンテナは小形で平面状の構造をもち、アンテナ背部のグラウンド板によりバックローブの放射を抑制しメインローブの利得を大きくすることが可能である。

図 1 に提案アンテナの概形を示す。柔軟性を保つた

めに、大きさ  $42 \times 42$  mm、厚さ  $h = 1$  mm、比誘電率  $\epsilon_r = 1.36$  のフェルト生地を誘電体として用い、グラウンド板として大きさ  $42 \times 42$  mm の導電性布、放射素子として  $23.5 \times 23$  mm の導電性布を用いて構成している。

本アンテナは、スリットの挿入によりインピーダンス整合だけでなく、スリットの終端にて給電 MSL に対して直交方向の電流経路が生じることが期待でき、その二つの直交する電流の経路長を同程度とすることでだ円偏波を放射できる。

放射素子とグラウンド板の両方に導電性布 (タニムラ株式会社製、導電性布・電磁シールドクロス MK-KTN260) を用いた。この導電性布の表面抵抗率 (Surface resistivity):  $R_s = 0.05 \Omega/\text{sq}$ 、角周波数 (Angular frequency):  $\omega = 2\pi \times 5250 \times 10^6 \text{ rad/s}$ 、透磁率 (Permeability):  $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$  として、式 (1) を用いて導電性布の導電率 (Conductivity):  $\sigma_e$  を算出したところ [10]、 $\sigma_e = 8.29 \times 10^6 \text{ S/m}$  と求めた。今回は、導電性布をこの導電率をもつ金属板と近似して数値解析を行った。

$$R_s = \sqrt{\frac{\omega\mu}{2\sigma_e}} \quad (1)$$

本アンテナはパッチアンテナのグラウンド板側を人体に向けて使用することを想定しているため、アンテナ背面に給電構造を要する同軸背面給電は適さない。そこで、放射素子と同平面から MSL (Micro strip line) を用いて給電する方式とした。また、放射素子に流れる横方向と縦方向の電流の経路長によって共振周波数と位相調整をしておき、だ円偏波を放射できるように MSL の終端を放射素子の端点付近に設置した。光速  $C_0$ 、所望周波数  $f_0$  として式 (2) より求めた放射素子幅  $W$  と式 (3) より求めた実効誘電率  $\epsilon_{eff}$  を用いて放射素子長  $L$  を、式 (4) [11] を用いて算出したところ、 $W = 26.31 \text{ mm}$ 、 $L = 23.54 \text{ mm}$  となった。給電 MSL の接続と両偏波放射を考慮する必要性から、幅  $W$ :  $23.5 \text{ mm} \times$  長さ  $L$ :  $23 \text{ mm}$  とした。これは放射素子幅が比帯域に影響し、放射素子長は共振周波数に大きく影響するため、どちらの偏波から見ても同程度の放射素子長が必要になるためである。

$$W = \frac{C_0}{2f_0\sqrt{\frac{\epsilon_r + 1}{2}}} \quad (2)$$

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left\{ \frac{1}{\sqrt{1 + 12\left(\frac{h}{W}\right)}} \right\} \quad (3)$$

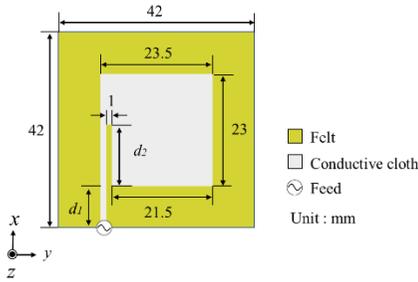


図1 アンテナ概形と調整箇所  
Fig. 1 Parameter variables.

表1 FDTD法における各条件  
Table 1 Conditions of FDTD method.

<b>Cell size</b>	<b><math>dx = dy = dz = 0.5 \text{ mm}</math></b>
Number of iterations	30000
<b>Absorbing boundary conditions</b>	<b>PML 8 layers</b>
Input waveform	Gaussian pulse

$$L = \frac{C_0}{2f_0\sqrt{\epsilon_{eff}}} - 0.824 \left\{ \frac{(\epsilon_{eff} + 0.3) \left( \frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{eff} - 0.258) \left( \frac{W}{h} + 0.8 \right)} \right\} \quad (4)$$

まず、所望周波数 5.25 GHz にてインピーダンス整合を取るために、図 1 に示すように給電 MSL の長さ  $d_1$  と放射素子に挿入する幅 1 mm のスリットの長さ  $d_2$  をパラメータとして、反射係数 (Reflection coefficient) 特性の数値解析を行った。なお、数値解析は FDTD (Finite-Difference Time-Domain) 法を用いて行い、インピーダンス整合の目安は所望周波数 5.25 GHz において反射係数が -10 dB 以下とした。解析の際に設定した FDTD 法の各条件を表 1 に示す。

まず、スリット長  $d_2$  を 0 mm として、給電 MSL 長  $d_1$  を 4 mm から 7 mm まで 1 mm 刻みで変化させたときの反射係数を図 2 に示す。通常、パッチ端部に接続する MSL 長は 1/4 波長程度のものがよく用いられるが、本アンテナは厚さが 1 mm と薄く、誘電体も低誘電率のため、 $\lambda/4$  程度の MSL を給電に用いると不要放射の増大が考えられる。そこで、MSL 長を  $\lambda/4$  より短い 4~7 mm とし、スリットの挿入によってだ円偏波の放射と周波数整合の両立を図った。結果を見ると、 $d_1 = 6 \text{ mm}$  であるとき、最も整合の取れる周波数が所望周波数 5.25 GHz となるのが分かる。しかし、いずれの条件においても反射係数は最小でも

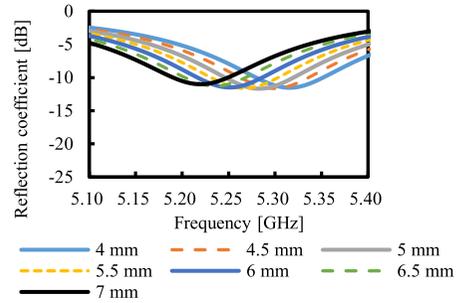


図2  $d_1$  を変化させたときの反射係数 ( $d_2 = 0 \text{ mm}$ )  
Fig. 2 Reflection coefficient when  $d_1$  is changed.

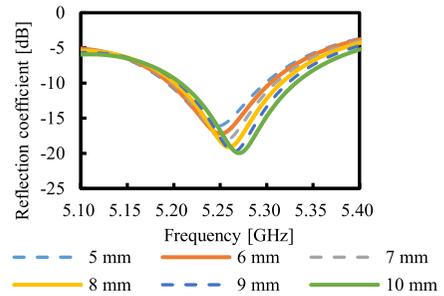


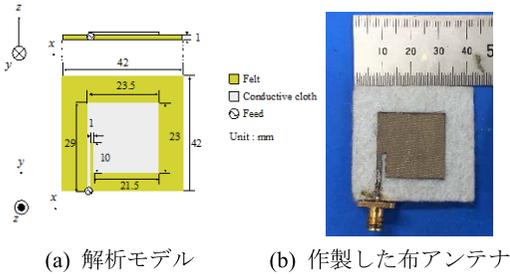
図3  $d_2$  を変化させたときの反射係数 ( $d_1 = 6 \text{ mm}$ )  
Fig. 3 Reflection coefficient when  $d_2$  is changed.

-12 dB 程度であり、人体装着時やアンテナが湾曲した場合に -10 dB を上回ってしまうことも考えられる。そこで反射係数をより小さくするために、給電 MSL と放射板の間に前述のスリットを挿入した。このとき、図 3 のように挿入したスリットの長さを調整しても各方向偏波に寄与する電流経路長は変化しないため、偏波特性は大きく変動しない。そのときのスリット長  $d_2$  を 5 mm から 10 mm まで 1 mm 刻みで変化させたときの反射係数を図 3 に示す。 $d_2$  が最大の 10 mm であるとき、スリットの挿入により最も整合の取れる周波数が 20 MHz 程度高周波側へ移動したが、反射係数の最小値が -20 dB となった。 $d_2$  を 10 mm より大きくした場合更に反射係数が減少することも考えられるが、給電 MSL と放射素子の接続構造部が細くなることで使用時に断絶や故障が生じる可能性が高くなるおそれがある。そのため、ここでは  $d_2 = 10 \text{ mm}$  を最良の条件とした。

## 2.2 提案アンテナの特性解析

前項のパラメータスタディの結果から設計した送信用布アンテナを図 4 に示す。

図 5 に自由空間中における本アンテナの反射係数の数値解析結果を示す。所望周波数 5.25 GHz で反射係



(a) 解析モデル (b) 作製した布アンテナ

図 4 提案アンテナ

Fig. 4 Proposed antenna.

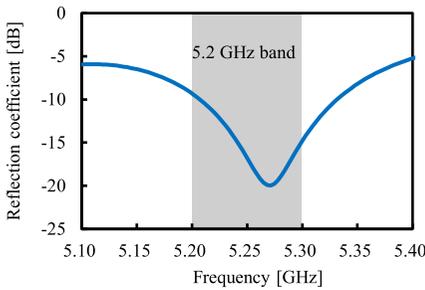


図 5 反射係数

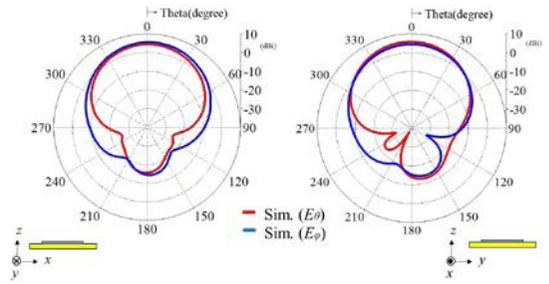
Fig. 5 Simulated reflection coefficient of textile antenna in free space.

数  $-10$  dB 以下を達成し、設計目標を十分満たしている．図 6 に自由空間における本アンテナの放射パターンの数値解析結果を示す． $zx$  面、 $yz$  面において垂直偏波、水平偏波の両偏波ともに放射素子方向である  $+z$  方向へ強く放射されており、 $0$  deg 方向の解析値における最大利得は  $zx$  面  $E_{\theta} = 4.5$  dBi,  $E_{\varphi} = 6.1$  dBi となった．

また、人体方向である  $-z$  方向には放射がグラウンド板によって抑制されていることを確認した．この放射による人体への影響についての詳細な評価については、今後の課題とする．図 7 に正規化した電流分布の  $x$  成分 ( $J_x$ ) 及び  $y$  成分 ( $J_y$ ) を示す．放射素子表面において垂直偏波と水平偏波にそれぞれ寄与する電流の存在が確認できることから、垂直偏波と水平偏波が一つの給電点により生じていることが分かる．

### 2.3 人体近傍でのアンテナ特性

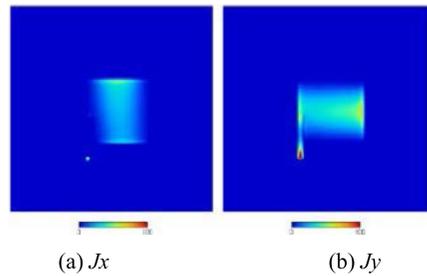
本アンテナは人体近傍での使用を想定している．人体は比誘電率が高く、近傍で使用するアンテナの特性に影響を及ぼす可能性がある．そこで、簡易人体モデルを用いて人体近傍でのアンテナ特性について数値解析を行った．簡易人体モデルは、計算時間の短縮のためにアンテナに対して十分大きく、人体表面と同様と



(a)  $zx$  plane (b)  $yz$  plane

図 6 放射パターン

Fig. 6 Simulated radiation pattern of textile antenna in free space.



(a)  $J_x$  (b)  $J_y$

図 7 正規化電流分布

Fig. 7 Normalized Current distribution.

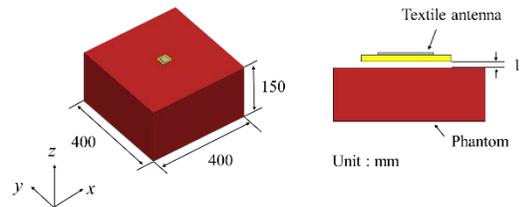


図 8 簡易人体モデル

Fig. 8 Analyzed human model.

みなせる寸法の直方体とした．その解析モデルを図 8 に示す．所望周波数  $5.25$  GHz における人体モデルの各電気定数は、筋肉を想定して比誘電率  $\epsilon_r = 49.3$ 、導電率  $\sigma = 4.3$  S/m とし、アンテナと簡易人体モデルの間は病衣の厚みを考慮して  $1$  mm の間隙を設けた．図 9 に簡易人体モデル上における反射係数の数値解析結果を示す．自由空間の解析結果と比較すると、反射係数が  $3$  dB 程度増加しており、最も整合の取れる周波数が  $20$  MHz 程度低周波側に移動して  $5.25$  GHz 付近になっていることが分かる．また、簡易人体モデル上にアンテナが設置された場合でも所望周波数  $5.25$  GHz において  $-10$  dB を下回る結果が得られた．

図 10 に簡易人体モデル上における本アンテナの放

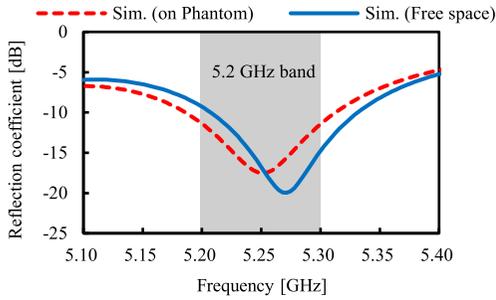
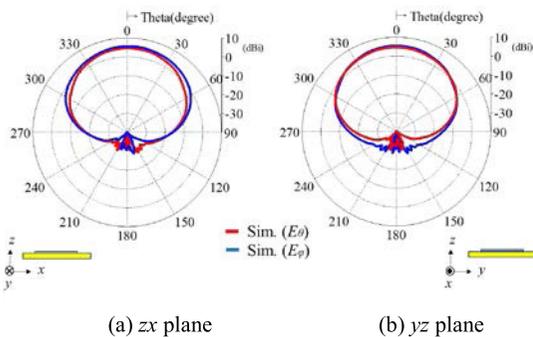


図9 人体モデル上の布アンテナの反射係数

Fig.9 Simulated reflection coefficient of textile antenna on the human model.



(a) zx plane

(b) yz plane

図10 人体モデル上での布アンテナの放射パターン

Fig.10 Simulated radiation pattern of textile antenna on the human model.

射パターンの数値解析結果を示す。簡易人体モデル上においても、放射素子方向である  $+z$  方向へ  $zx$  面及び  $yz$  面の垂直偏波、水平偏波の両偏波がともに強く放射されている。また、 $0$  deg 方向の解析値における最大利得は  $zx$  面  $E_\theta = 4.6$  dBi,  $E_\phi = 5.6$  dBi であり、 $-z$  方向は簡易人体モデルによってほぼ放射のない結果が得られた。以上より、反射係数及び指向性利得の著しい性能低下は認められず、人体近傍において本アンテナは所望周波数で良好に動作すると判断した。

### 3. アンテナ特性の実験評価

#### 3.1 自由空間上での実験評価

図11に自由空間上での反射係数の実測結果を示す。実測値は解析値と比べ、反射係数が全体的に減衰していることが分かる。これは、導電性布を金属板と近似して解析を行ったためだと考えられる。これについての詳細は3.3「導電性布による損失」で述べる。実測結果は所望周波数  $5.25$  GHz において  $-23.1$  dB となった。この結果より、本アンテナは所望周波数にお

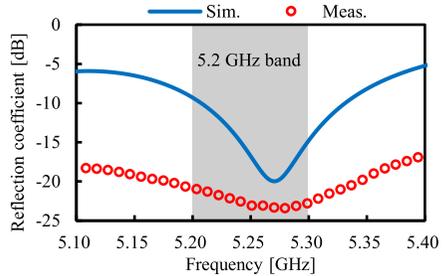
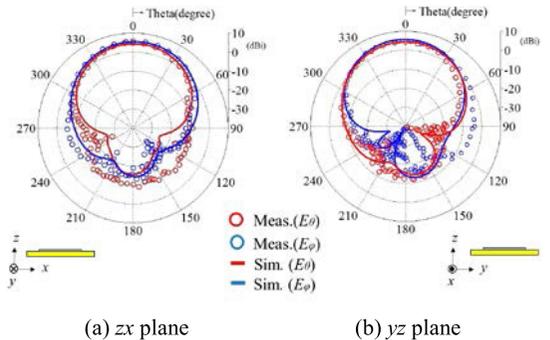


図11 自由空間での反射係数の実測結果

Fig.11 Reflection coefficient of textile antenna in free space.



(a) zx plane

(b) yz plane

図12 自由空間での放射パターンの実測結果

Fig.12 Measured radiation pattern of textile antenna in free space.

いて良好に動作しているといえる。

図12に自由空間上での放射パターンの実測結果を示す。両偏波ともに解析値と実測値は良好に一致しており、 $0$  deg 方向の実測値は  $zx$  面  $E_\theta = 4.7$  dBi,  $E_\phi = 5.7$  dBi であった。

#### 3.2 人体筋肉ファントム上での実験評価

表2に作製した人体筋肉ファントムの各電気定数の目標値と9地点平均の実測値を示す。目標値からの誤差は  $\pm 5\%$  以内であり、本ファントムを用いて人体近傍でのアンテナ特性の評価を行った。作製したファントムは、図8で示した人体モデルと同寸法とした。図13にファントム上での反射係数の実測結果を示す。自由空間上と同様に、実測値は解析値より減衰の大きい結果となった。筋肉ファントム上にアンテナを設置した場合でも、最も整合の取れる周波数は解析値と変わらず  $5.25$  GHz であり、自由空間上の結果と比べ  $0.8$  dB 増加した  $-22.3$  dB となったが、 $-10$  dB を大きく下回っており本アンテナは人体上においても正常に動作していると判断した。また、 $5.25$  GHz において、

表 2 人体筋肉ファントムの各電気定数  
Table 2 Electric constant of the phantom.

	Relative permittivity: $\epsilon_r$	Conductivity: $\sigma$ [S/m]
Target	49.3	4.3
Measured*	50.7 (+3%)	4.4 (+2%)

\*) 9 Points Average

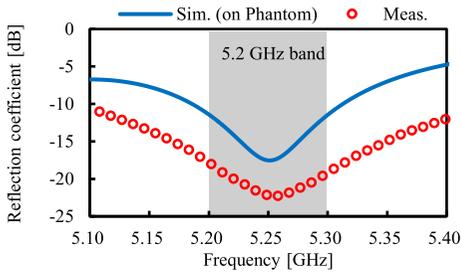


図 13 人体ファントム上での反射係数の実測結果  
Fig. 13 Reflection coefficient of textile antenna on the phantom.

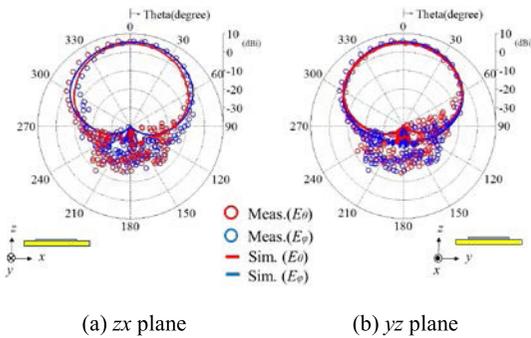


図 14 人体ファントム上での放射パターン  
Fig. 14 Measured radiation pattern of textile antenna on the phantom.

図 11 の自由空間上の結果と比べて、実測値と解析値の減衰量が 1 dB 程度異なるが、人体ファントムによりアンテナ下部の電流分布が変わる影響と考えられる。

図 14 にファントム上での放射パターンの実測結果を示す。両偏波ともに解析値と実測値は良好に一致しており、0 deg 方向の実測値は  $zx$  面  $E_\theta = 5.5$  dBi,  $E_\phi = 5.5$  dBi となった。

### 3.3 導電性布による損失

本アンテナは放射素子とグランド板に金属板の代わりに導電性布を用いて構成している。この導電性布と金属による損失の有無を調べる為、本アンテナの導電性布で構成される箇所を金属板(銅板: Copper)に置き換えて放射パターンを測定した。図 15 にその放射パターン測定結果を示す。導電性布は銅板と比較し

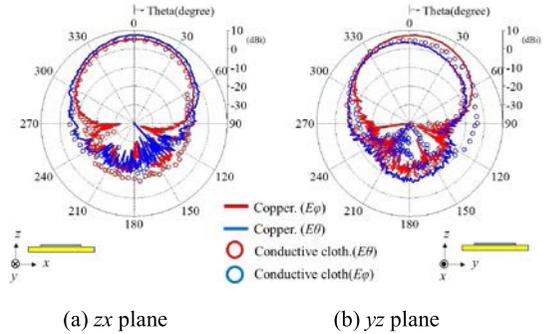


図 15 放射パターン  
Fig. 15 Radiation pattern of Copper antenna.

て利得の低下は最大でも 2.5 dBi 程度となっている。また、導電性布はグランド板として銅板と同程度に放射を抑制できていることを確認した。今回用いた導電性布は、ポリエステル繊維をニッケル-銅-ニッケルの三層でコーティングされており、銅に比べてニッケルの導電率が低いこと、繊維状になっている構造からも抵抗率が高くなることで利得低下の原因として考えられる。

### 3.4 受信信号強度測定

本アンテナを用いた無線通信が可能であるか確認するため、無線通信機が受信する強度である RSSI (Received Signal Strength Indication) の測定を行った。通信可能である目安としては、RSSI が  $-70$  dBm 以上とした。これは、無線 LAN 環境において一般的に信号強度が十分良好であり、パケットを信頼できる最低限の値である [12]。本アンテナを無線 LAN 子機のアンテナとして PC に接続し、送信アンテナにはダイポールアンテナと市販の無線 LAN 親機のアクセスポイント機能を用いて電波暗室内で測定を行った。測定ソフトウェアには WifiInfoView [13] を用いた。使用したチャンネルは W52・48ch を用いた。電波暗室内でのこのチャンネルの中心周波数は 5.240 GHz である。測定時は親機を固定し、 $zx$  面の測定では  $y$  方向、 $yz$  面の測定では  $x$  方向に布アンテナを 90 度回転させ、ダイポールアンテナの偏波面を合わせて測定した。送信アンテナと受信アンテナの高さを 1 m に固定し、送受信アンテナ間の距離を 1 m から 5 m まで 1 m 刻みに変化させたときの RSSI の測定結果を図 16 に示す。直接波のみであっても、アンテナ間距離 5 m 地点で  $-55$  dBm 以上を達成しており、無線通信が可能な信号強度であることを確認した。実際の通信においては、外来波や SNR なども考慮する必要があるが、

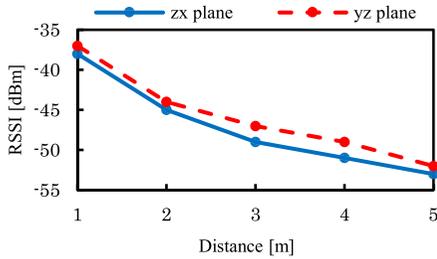


図 16 RSSI 測定結果  
Fig. 16 Result of measured RSSI.

直接波だけでなく壁や床などからの反射波や回折波も加わることで RSSI 値がより向上すると考えられる。

#### 4. 湾曲時のアンテナ特性

本アンテナは患者が前屈やかがむ姿勢を取ったときなど、使用中に湾曲することも考えられる。湾曲した際に通信に問題が生じるようなアンテナ特性の変化があってはならない。そこで、図 17 のような直径 40 mm の発泡スチロール製円柱の側面に本アンテナを貼り付けた状態で左右曲げ (Vertical direction bend), 上下曲げ (Horizontal direction bend) の 2 通りに湾曲させてアンテナ特性を測定した。本アンテナは人体の胸部または背部に装着することを想定しているため、今回検討した条件以上の湾曲は生じないものとした。

図 18 に湾曲した状態での反射係数の測定結果を示す。左右曲げ, 上下曲げの両方の条件で反射係数が増加したことが確認できる。左右曲げでは、最も整合する周波数はほぼ変化せず、反射係数が 2 dB 程度増加している。上下曲げでは最も整合する周波数が低周波側に 20 MHz 程度移動し、反射係数は 6 dB 増加する結果となった。この傾向は関連研究 [5], [14], [15] においても同様のことが確認でき、全ての条件において反射係数 -10 dB 以下を達成しているため本アンテナは湾曲した状態でも良好に動作しているといえる。

図 19 に湾曲した状態での放射パターンの測定結果を示す。左右曲げでは、通常時と比較して 0 deg 方向で  $zx$  面  $E_\theta$  は 1.7 dBi,  $E_\varphi$  は 1.8 dBi 低下した。上下曲げでは、通常時と比較して 0deg 方向で  $zx$  面  $E_\theta$  は 6.7 dBi,  $E_\varphi$  は 1.5 dBi 低下し、左右曲げと比べて上下曲げ時は利得が大きく低下する結果となった。これは、上下曲げの場合、給電 MSL が給電方向である  $y$  方向に大きく折り曲がるため、フェルト及び導電性布の繊維の伸縮に起因する MSL 上の電流経路の変化が原因であると考えられる。また、放射素子の繊維の

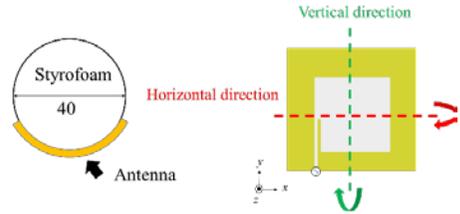


図 17 湾曲させた布アンテナ  
Fig. 17 Curved textile antenna.

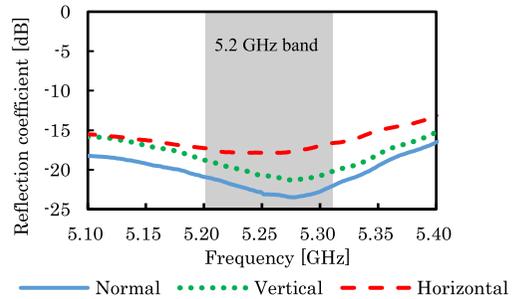


図 18 湾曲時の反射係数  
Fig. 18 Reflection coefficient under bending condition.

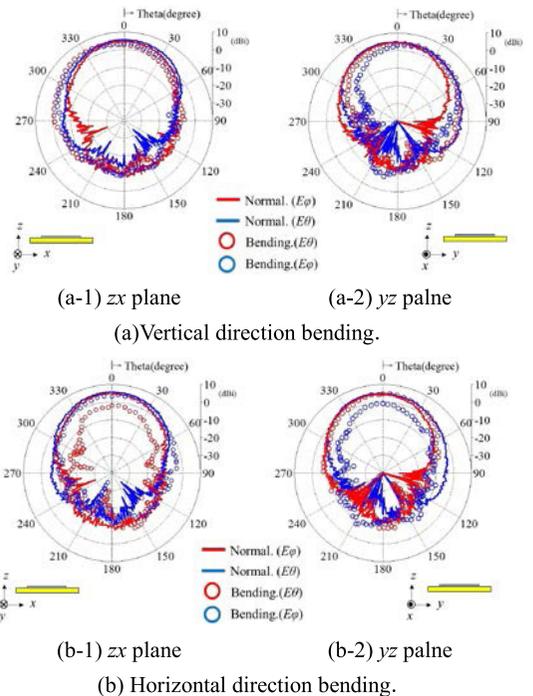


図 19 湾曲時の放射パターン  
Fig. 19 Radiation pattern under bending condition.

方向によって特性が変化することを確認している。しかし、通信が困難になるほどの大きな特性劣化は認められない。

## 5. む す び

本論文では、5.2 GHz 帯生体情報モニタリング用布アンテナを提案し、その設計手順について概説するとともに、本アンテナの自由空間における基本特性を数値解析と実験計測により検証し、設計目標を満たしていることを確認した。筋肉ファントムを用いた反射係数と放射パターンについての数値解析と実験計測による人体近傍でのアンテナ特性評価においても、良好なアンテナ特性を示した。通信実験では、実際に無線 LAN 周波数を利用した受信信号強度の測定を行い、本アンテナを用いた無線通信が可能であることを示した。また、湾曲状態を想定した実験を実施し、本アンテナが使用中に湾曲した場合でも良好に動作することを確認した。

## 文 献

- [1] 医療用テレメーターにおける生体信号伝送の双方向化等に関する調査検討会, “医療用テレメーターにおける生体信号伝送の双方向化等に関する調査検討報告書,” 総務省, <http://www.soumu.go.jp/soutsu/hokuriku/resarch/tm/hokokusho.html>, March 2013.
- [2] 石田 開, 新山大地, 藤原康作, 塚尾 浩, 廣瀬 稔, “医療機関における無線 LAN の使用状況の調査,” 医療電磁環境研究会, no.2, pp.13–14, 東京, 日本, Aug. 2016.
- [3] Y. Nakatani and M. Takahashi, “Textile antenna for biological information monitoring,” International Symposium on Antennas Propag., Okinawa, Japan, pp.986–987, Oct. 2016.
- [4] C. Hertleer, H. Rogier, L. Vallozzi, and F. Declercq, “A textile antenna based on high-performance fabrics,” IEEE Antennas Propag., EuCAP 2007, pp.1–5, Nov. 2007.
- [5] M. Tanaka and J.H. Jang, “Wearable microstrip antenna,” IEEE Antennas Propag. Society International Symposium, vol.2, pp.704–707, 2003.
- [6] M. Tanaka and J.H. Jang, “Wearable microstrip antenna for satellite communications,” IEICE Trans. Commun., vol.E87-B, no.8, pp.2067–2071, Aug. 2004.
- [7] H.C. Yang, H.I. Azeez, C.K. Wu, and W.S. Chen, “Design of a fully textile dualband patch antenna using denim fabric,” 2017 IEEE International Conference on Computational Electromagnetics. Kumamoto, Japan, pp.185–187, March 2017. DOI: 10.1109/COMPTEM.2017.7912820
- [8] D.L. Paul, H. Giddens, M.G. Paterson, G.S. Hilton, and J.P. McGeehan, “Impact of body and clothing on a wearable textile dual band antenna at digital television and wireless communications bands,” IEEE Trans. Antennas Propag., vol.61, no.4 pp.2188–2194, April 2013. DOI: 10.1109/TAP.2012.2232632
- [9] M.E. Jalil, M.K.A. Rahim, N.A. Samsuri, N.A. Murad, N. Othman, and H.A. Majid, “On-body investigation of dual band diamond textile antenna for wearable applications at 2.45 GHz and 5.8 GHz,” European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP), pp.414–417, Gothenburg, Sweden, April 2013.
- [10] Yi. Huang and K. Boyle, Antennas From Theory to Practice, John Wiley & Sons, Hoboken, 2008.
- [11] Y.T. Lo and S.W. Lee, Antenna Handbook Theory, Applications & Design, 24-pp.19–24-pp.20, Van Nostrand Rein Company, NY, 1988.
- [12] IBS Japan, “MetaGeek ソリューション RSSI について,” <http://www.ibsjapan.co.jp/tech/details/metageek-solution/understanding-rssi.html>, 参照 Oct. 2017.
- [13] NirSoft, “WifinfoView v2.30,” [http://www.nirsoft.net/utills/wifiinformation\\_view.html](http://www.nirsoft.net/utills/wifiinformation_view.html), 参照 Oct. 2017.
- [14] A. Tronquo, H. Rogier, and C. Hertleer, “Robust planar textile antenna for wireless body LANs operating in 2.45 GHz ISM band,” IET Electronics Letters, vol.42, pp.142–143, Feb. 2006. DOI: 10.1049/el:20064200
- [15] C. Hertleer, H. Rogier, L. Vallozzi, and L.V. Langenhove, “A textile antenna for off-body communication integrated into protective clothing for firefighters,” IEEE Trans. Antennas Propag., vol.57, no.4, pp.919–925, April 2009. DOI: 10.1109/TAP.2009.2014574  
(平成 29 年 11 月 7 日受付, 30 年 2 月 5 日再受付, 4 月 4 日早期公開)



山中 大輔 (学生員)

平 29 千葉大・工在学中。現在、布アンテナの研究に従事。



高橋 応明 (正員:フェロー)

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大大学院博士課程修了。同年武蔵工大・工・電気・助手。同大講師を経て、平 12 東京農工大・工・電気電子・助教授。平 16 千葉大・フロンティアメディカル工学研究開発センター・准教授。衛星放送受信アンテナ、平面アンテナ、小形アンテナ、RFID、環境電磁工学、人体と電磁波との相互作用の研究に従事。工博。IEEE シニア会員。