

## 腕部装着型広帯域アンテナ

宇野由美子<sup>†</sup> 齊藤 一幸<sup>††</sup> 高橋 応明<sup>††</sup> 伊藤 公一<sup>†</sup>

Ultra Wideband Antenna Wearing Arm

Yumiko UNO<sup>†</sup>, Kazuyuki SAITO<sup>††</sup>, Masaharu TAKAHASHI<sup>††</sup>, and Koichi ITO<sup>†</sup>

あらまし Ultra Wide Band (UWB) は、近距離、低消費電力、大容量通信という他の通信システムにはない特徴をもっており、ホームネットワーク、ワイヤレス Universal Serial Bus (USB) など様々な分野での利用が検討されている。今後は、Wireless Body Area Network (WBAN) の標準化に伴い、人体近傍での利用が予想される。そこで筆者らは、日本国内において、UWB 通信に認可されている 7.25~10.25 GHz で動作する人体腕部装着型の広帯域アンテナを提案した。本論文では、提案したアンテナの入力特性を解析し、所望の帯域内で Voltage Standing Wave Ratio (VSWR) が 2.0 以下となることを確認した。次に、アンテナの特徴を近傍界・遠方界の両面から考察すべく、電界強度分布と放射パターンを検討した。その結果、本アンテナは腕先端方向への通信に有利なこと、発生する電界は人体に垂直な成分が支配的であることを確認した。以上のことから、本論文で提案したアンテナは、人体腕部装着型 UWB アンテナとして、有用であることが分かった。

キーワード UWB, WBAN, 腕時計, ウェアラブル

## 1. ま え が き

近年、ユビキタス社会の実現のために、多くの通信システムが研究されており、その例として Ultra Wide Band (UWB) と呼ばれる通信システムが検討されている。UWB とは、広い帯域を用いる近距離無線システムのことで、この特徴を生かすことで小電力でありながら高速な伝送が可能となる。そのため、大容量のデータ伝送を要求されるホームネットワーク、ワイヤレス Universal Serial Bus (USB) などでの使用が期待され、これまでに様々なアンテナが報告されている [1], [2]。一方、人体に装着したデバイスにより通信を行う Wireless Body Area Network (WBAN) の研究が盛んに進められている。WBAN は医療現場、フィットネス・スポーツなどの健康維持分野、若しくはゲームなどのエンターテイメントへの応用が予想され、筆者らもこれまでに 10 MHz において動作する電極構造を用いたデバイスの検討を行ってきた [3]。しかし

ながら、これらアプリケーションでは高い伝送レートが求められるため、Industrial Scientific and Medical (ISM) バンドの一つである 2.45 GHz や UWB などの高速伝送が期待できる帯域を使用することが望まれる [4]。

このような状況下において、人体を含めた広帯域伝送路モデルについての検討 [5]、及び人体にアンテナを装着した際のアンテナ入力特性、伝搬特性の変化 [6], [7] など、人体と広帯域アンテナの相互作用についての検討が進められている。また、人体頭部、胸部及び衣服等への装着を想定したものなど、WBAN のための UWB アンテナについても既に幾つか提案されている [8], [9]。

一般に、人体近傍で使用するアンテナを設計する際には、人体がアンテナに与える作用（入力特性、放射パターン等の変化）を考慮しなければならない。その上で、人体の存在する方向へは信号伝搬しにくく、なおかつ所望の通信方向に強い伝搬特性をもったアンテナを設計する必要がある。しかしながら、単に所望の通信方向への鋭い指向性をもつアンテナを使用すればよいというものではない。例えば、人体に沿った伝搬を行うには、人体表面に対して垂直な電界成分が必要であることが既に報告されており [10], [11]、このよう

<sup>†</sup> 千葉大学大学院工学研究科, 千葉市  
Graduate School of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

<sup>††</sup> 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター, 千葉市  
Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

な電界成分を発生させる構造にしなければならない。更に、人体装着型アンテナは小形でなければならない。これまでに提案されている平面モノポールアンテナ [1] は、人体に対して垂直な偏波が主偏波であるため、人体に沿った伝搬が期待できる。しかしながら、高さが数 cm あるため、人体に装着することは現実的ではなく、より低姿勢であることが望まれる。また、人体装着型アンテナは十分小形であれば、腕時計若しくはアクセサリなどへの実装が可能であり、実用化が期待される。

そこで本論文では、人体に装着しやすいように低姿勢でありながら、腕先端方向に存在する外部端末との通信を想定したアンテナを提案する。また、腕に沿った伝搬特性をもつように、腕に対して垂直な電界成分を放射する構造とした。なお、日本国内では 3.4~4.8 GHz 及び 7.25~10.25 GHz の二つの帯域が認可されている。ここで、7.25~10.25 GHz は干渉回避 (Detect And Avoid : DAA) 技術を付加する必要がなく、更に帯域幅が広いため、更なる高速伝送が期待できることを考慮し、本アンテナの動作周波数帯域は 7.25~10.25 GHz とした。本論文では上記の特性を満たすアンテナを提案し、入力特性、電界強度分布、放射パターンを数値計算及び測定により検討した。

## 2. アンテナ及び腕部のモデル

図 1 に、提案したアンテナを示す。本アンテナは板状アンテナ [12] の片側半分をモノポール素子としてグラウンド板に接続し、+x 方向に強い伝搬特性をもたせるために、-x 方向へ放射板から 6.5 mm 離れた位置に反射板を設けた。また、アンテナの小形化及び機械的強度の改善と、単一指向性を得るために反射板とエレメントの電気的間隔調整のため、放射板と反射板の間に比誘電率  $\epsilon_r = 4.1$  の誘電体を挿入した。ここで、グラウンド板の腕側の面に流れる電流により放射された

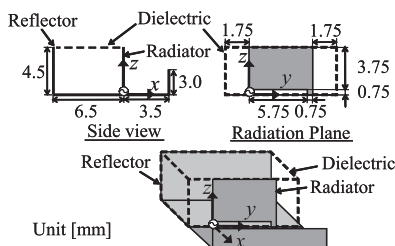


図 1 提案したアンテナ  
Fig.1 Proposed antenna.

電磁波が腕に吸収されて、放射効率が低下する。そのため、グラウンド板の先端を折り曲げることで腕側に回り込む電流を抑制し、グラウンド板と腕表面が平行になる面積を小さくすることにより、放射効率低下の抑制を図った。最適化の結果、+x 方向のグラウンド板の先端を 3 mm 折り曲げることにより、腕がある場合に約 3% の放射効率の改善が確認された。また、先端を折り曲げることでグラウンド板に回り込む電流は、折り曲げる前の最大値を 0 dB と規格化した際に、上面で最大 5 dB、下面で最大 2 dB の抑制を確認した。

本アンテナのサイズは 10 mm × 10 mm × 4.5 mm であり、本アンテナの高さは従来の平面モノポールアンテナ [1] と比較して、電氣的に半分程度となっており、低姿勢化されている。

図 2 に、提案したアンテナを腕モデルに配置した際の数値解析モデルを示す。腕モデルは、単純化のために直径が 50 mm、長さが 450 mm の円柱の均質媒質とし、その電気定数は、人体と電磁波の相互作用の研究で一般的に用いられている筋肉の電気定数に 2/3 を乗じた値 [13] とした。数値計算を行う際には周波数分散性を考慮し、腕モデルの複素誘電率  $\epsilon^*$  は、式 (1) に示す Debye の分散式を用いて表現した。

$$\epsilon^* = \epsilon_0(\epsilon' - j\epsilon'') = \epsilon_0 \left( \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \right) \quad (1)$$

式 (1) より腕モデルの比誘電率  $\epsilon_r$  及び導電率  $\sigma$  [S/m] は

$$\epsilon_r = \epsilon' / \epsilon_0 = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + \omega^2\tau^2} \quad (2)$$

$$\sigma = \epsilon_0\omega\epsilon'' = \epsilon_0 \frac{(\epsilon_s - \epsilon_\infty)\omega^2\tau}{1 + \omega^2\tau^2} \quad (3)$$

となる。ただし  $\omega$  [rad/s] は角周波数を表す。ここでは静的誘電率： $\epsilon_s = 37.1$ 、光学的誘電率： $\epsilon_\infty = 7.2$ 、緩和時間： $\tau = 1.15 \times 10^{-11}$  s とした [14]。

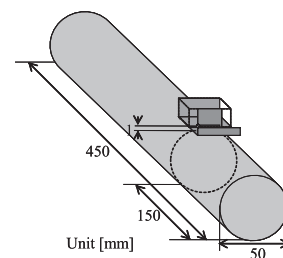


図 2 腕モデル  
Fig.2 Arm model.

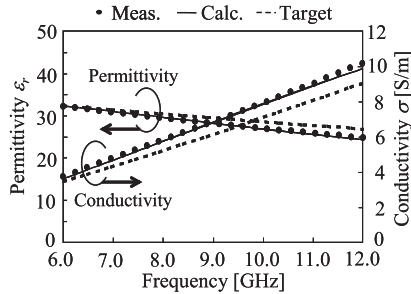


図3 腕モデルの電気定数  
Fig. 3 The electrical constants of arm model.

表1 作製したファントムの組成  
Table 1 Composition of fabricated phantom.

Material	Amount [g]
Deionized water	3375.0
Sodium chloride	7.0
Polyethylene powder	1012.6
TX-151	30.1
Sodium dehydroacetate	2.0
Agar	104.6

アンテナの装着位置は、腕時計の装着を想定して、給電点の位置が腕モデル先端から 150 mm となるように配置した。また、実際に本アンテナを使用する際にはカバー等を装着することが予想されるため、アンテナと腕モデルの間に 1 mm のギャップを設けた。

解析手法には Finite Difference Time Domain (FDTD) 法を用いた。アンテナ及びその近傍におけるセルサイズは 0.25 mm であり、アンテナから離れるに従って少しずつ大きくし、最大で 1.0 mm の不均一セルとした。吸収境界条件は Liao を用いた。給電点への入力電界波形は、アンテナの入力特性を求める際にはガウスパルス、電界強度分布、及び放射パターンを求める際には単一周波数の正弦波を用いた。ただし、電界強度分布、放射パターンの測定周波数は所望の帯域内において最も低い 7.25 GHz、中心周波数 8.75 GHz、及び最も高い 10.25 GHz である。解析には市販のシミュレータである X-FDTD Ver. 6.2 (Remcom 社) を使用した。

図 3 に、測定のために作製したファントムの電気定数 (Meas.)、Debye の分散式を用いた近似式 (Calc.)、及び筋肉の電気定数 [15] に 2/3 を乗じた目標値 (Target) を示す。また、作製したファントムの組成を表 1 に示す [14]。所望の周波数帯域内において、作製したファントムの測定値及び計算値をそれぞれ目標値と比較すると、どちらも 10% 程度の誤差がある。しかし

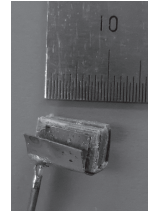


図4 試作したアンテナ  
Fig. 4 Fabricated antenna.

ながら、この程度の差異であれば、アンテナの入力特性、放射特性にはほとんど影響を及ぼさないことは既に確認されている [14]。試作したアンテナを図 4 に示す。インピーダンス測定の際には、アンテナとネットワークアナライザのケーブルの間にアイソレーティングケーブルを接続し、同軸ケーブルの外皮側における電流の影響を低減した測定を行った。

### 3. アンテナ特性

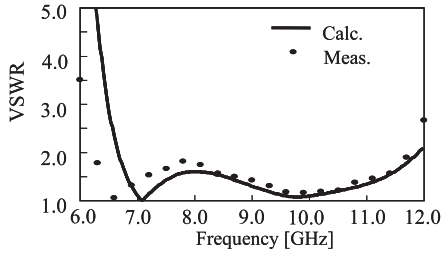
#### 3.1 提案したアンテナの VSWR 特性

本アンテナの VSWR 特性を図 5 に示す。自由空間中の VSWR  $\leq 2.0$  となる周波数帯域は計算では 6.7~11.9 GHz (比帯域 60.0%)、実験では 6.3~11.7 GHz (同 60.7%) であった。また、腕モデル装着時の VSWR  $\leq 2.0$  となる周波数帯域は計算では 7.0~11.7 GHz (比帯域 50.2%)、実験では 6.4~11.8 GHz (同 58.7%) で広帯域性を有していた。以上より、本アンテナは自由空間中及び腕モデル装着時のどちらの場合においても、所望の周波数帯域である 7.25~10.25 GHz において動作可能であることを確認した。

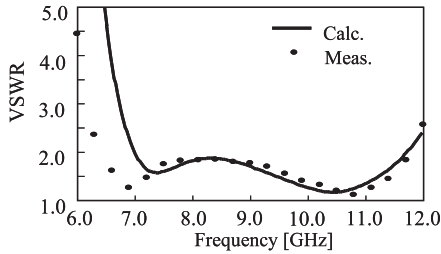
また、図 6~図 8 に自由空間中において、提案したアンテナのパラメータをそれぞれ変更した際の VSWR 特性の変化を示す。本アンテナは、外見上はハーフループアンテナのように見える。しかしながら、図 6 より、本アンテナは放射板の幅を変化させても VSWR 特性はほとんど変化せず、ハーフループアンテナの特性であるアンテナの幅による共振周波数の変化は見られない。一方、図 8 より、放射板の高さを変化させると VSWR 特性の変化は大きく、本アンテナは高さに大きく依存していることが分かる。そのため、本アンテナはモノポールアンテナと同様の動作と考えると設計しやすい。

#### 3.2 電界強度分布

広帯域アンテナの議論を行う際には、一般に遠方界における評価が行われているものの、人体通信をはじ



(a) 自由空間中の VSWR 特性



(b) 腕モデル装着時の VSWR 特性

図 5 VSWR 特性

Fig. 5 VSWR vs frequency.

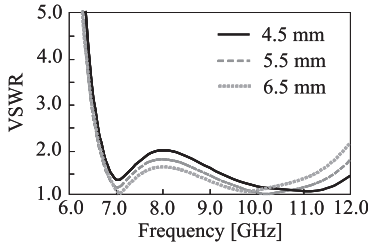


図 6 放射板の幅を変更した際の VSWR 特性

Fig. 6 VSWR characteristics by changing the width of radiator.

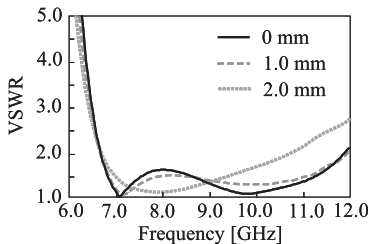


図 7 給電点の位置を変更した際の VSWR 特性

Fig. 7 VSWR characteristics by shifting the position of feed point.

めとする WBAN の議論を行う際には、近傍界における評価が重要である。そのため本論文では、電界強度分布、放射パターンの両面からアンテナ特性の検討を行う。

図 9(a) に、提案したアンテナを腕モデルに装着

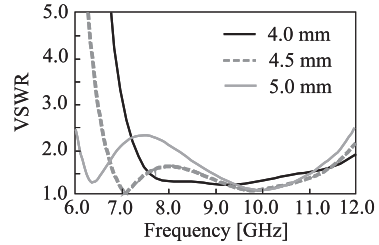


図 8 放射板の高さを変更した際の VSWR 特性

Fig. 8 VSWR characteristics by changing the height of radiator.

した際の  $zx$  面内の電界の絶対値  $E_{abs}$  の数値計算結果を示す。図 9 は給電点を座標原点とし、観測面は給電点を含む面ではなく、腕の中心軸を通る平面 ( $y = 3.25$  mm) である。解析周波数は所望帯域内の中心周波数である 8.75 GHz とし、電界の絶対値  $E_{abs}$  の最大値を 0 dB として規格化した。図 9(a) の腕モデル表面 ( $z = -1$  mm) における  $x = 150$  mm と  $x = -150$  mm の位置の電界強度を比較すると、腕先端方向である  $x = 150$  mm における電界強度  $E_{abs}$  が 13.6 dB 高い。よって、今回提案したアンテナは腕先端方向への通信に有利であるといえる。また、図 9(b) ~ (d) に示す電界の各成分を見ると、 $E_z$  成分の電界強度が一番強く、腕に沿って伝搬しており、それに比べて  $E_x, E_y$  成分の強度は弱く、上方向に放射されている。このことから人体表面においては表面に対して垂直な成分が伝搬することが確認できる [10], [11]。

図 10 に、7.25 GHz 及び 10.25 GHz における、電界強度の絶対値  $E_{abs}$  の計算結果を示す。観測面は図 9 と同様に腕の中心軸を通る  $zx$  面である。 $z = -1$  mm における  $x = 150$  mm と  $x = -150$  mm の位置の電界強度を比較すると、 $x = 150$  mm における電界強度の方が  $x = -150$  mm より 7.25 GHz では 7.6 dB、10.25 GHz では 18.9 dB 高い。そのため、8.75 GHz 以外の周波数でも腕先端方向の電界強度が、後方 ( $x = -150$  mm) と比較して、強いことが確認できる。しかしながら、各周波数において  $x = \pm 150$  mm である腕先端方向と後方の電界強度の差を比較すると、周波数が低いほど腕後方における電界強度が強いことが分かる。これは周波数が低いほど電界が腕方向に回り込みやすいためであると考えられる。そのため、7.25 GHz における電界強度分布は他の周波数の分布と比較して、腕後方における電界強度も強いことが確認される。また、図 9(a), 10 を比較すると高周波化に伴い、腕モデル

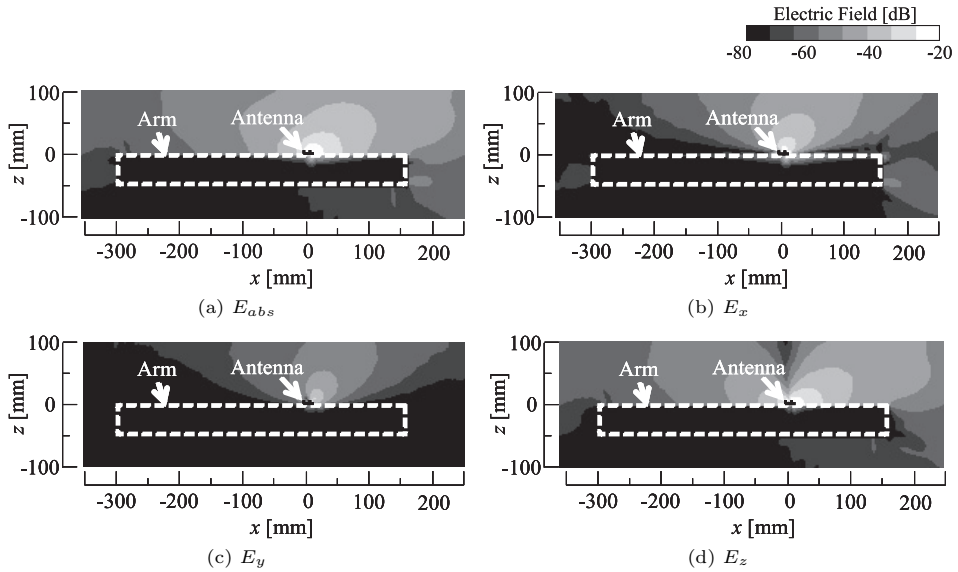


図9 電界強度分布 @ 8.75 GHz  
Fig.9 Electric field distributions @ 8.75 GHz.

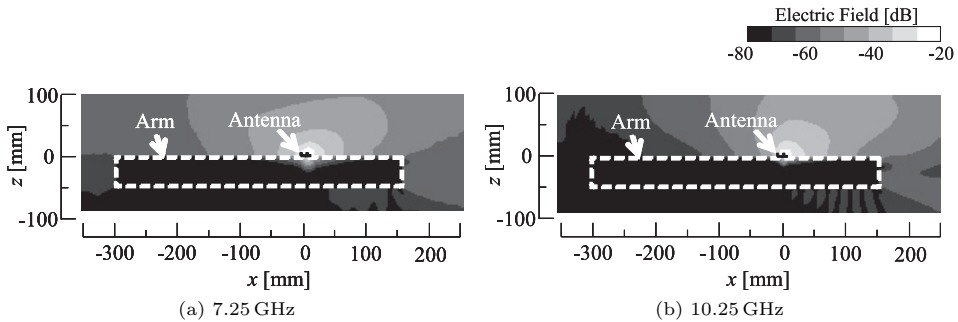


図10 電界強度分布  
Fig.10 Electric field distributions.

内部における電界強度が低下していることが分かる。これは図3に示すように、周波数が高くなるほど腕モデルの導電率が高くなり、表皮深さが低下したためである。

次に、電界強度分布の計算結果の妥当性を確認するために、図9の $z = 9\text{ mm}$ （腕表面から10mm）における電界強度の各成分を測定した。測定には、送信アンテナとして提案した広帯域アンテナ、受信アンテナとしてダイポールアンテナを使用した。ここでは、本来の電界分布を乱さないように、ダイポールアンテナの全長を1/4波長とし、ベクトルネットワークアナライザで送受信アンテナ間の $S_{21}$ を計測した。ここで、 $x = 0$ における $E_z$ 成分の測定結果を計算値で規格化した値を電界強度の測定値とした。また、測定は

10mm 間隔で行い、ノイズレベルは $-60\text{ dB}$ 程度であった。また、測定誤差はいずれの測定位置においても $3\text{ dB}$ 以下だった。測定結果を図11に示す。図より、いずれの電界成分においても、計算値と実験値の傾向がおおむね一致している。

また、図より $E_z$ より $E_x$ が強く、 $E_z$ は $x = 0$ で最大値となっていることが分かる。これはアンテナの地板に流れる電流から発生した電磁波が放射板からの電磁波より強いため、 $E_z$ より $E_x$ が強くなったと考えられる。しかしながら、腕方向の伝搬(+ $x$ 方向)を考えたときに、 $E_z$ 成分の電界強度が安定して強い。更に、 $E_z$ は $-x$ 方向と比較して $+x$ 方向の電界強度が強くなっている。以上より、今回提案したアンテナは近傍界において、腕先端方向への伝搬に有利であるこ

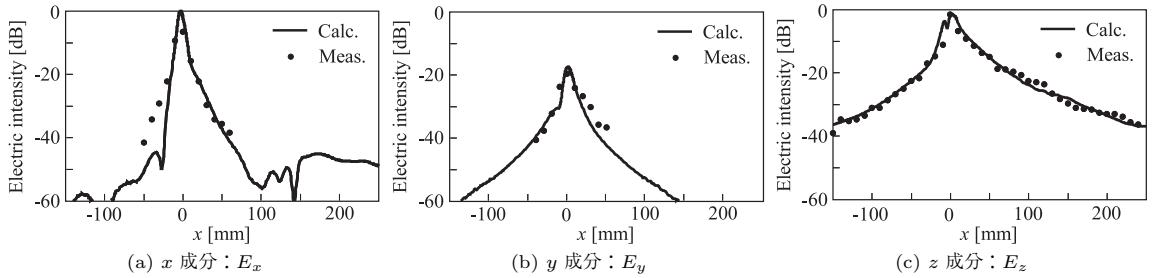


図 11  $z = 9$  mm における電界強度  
Fig. 11 Electric field intensities on  $z = 9$  mm.

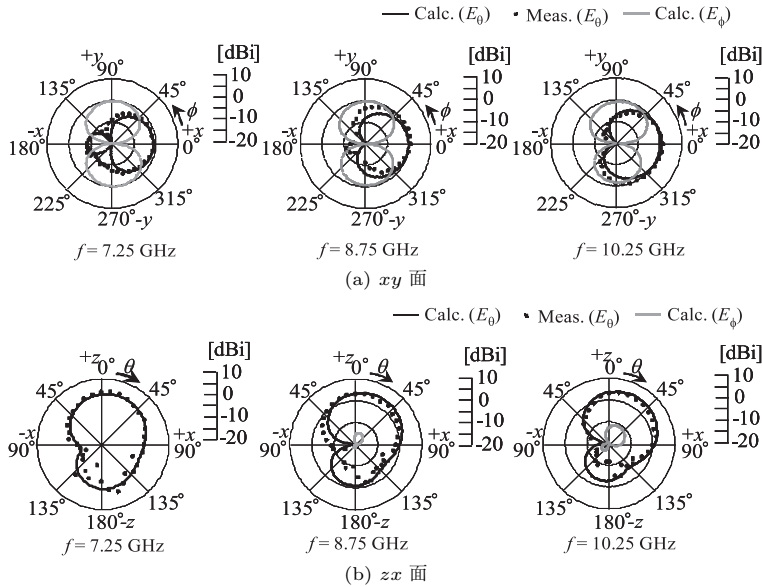


図 12 自由空間中の放射パターン  
Fig. 12 Radiation patterns in free space.

とを確認した。

### 3.3 放射パターン

自由空間におけるアンテナの放射指向性を図 12 に、腕モデルへの装着時のアンテナの放射指向性を図 13 に示す。主偏波  $E_\theta$  は計算及び実験の両方の結果を、交差偏波  $E_\phi$  は計算値のみを示す。周波数は電界強度分布図と同様に 7.25, 8.75, 10.25 GHz である。ただし、7.25 GHz における  $zx$  面での交差偏波  $E_\phi$  は  $-20$  dB より小さい。図 13 より、主偏波  $E_\theta$  は、数値計算結果と実験結果の間でおおむね一致しており、いずれの周波数においても腕先端方向である  $+x$  方向における利得が高いことが分かる。所望の通信方向である  $\theta = 0^\circ$ ,  $\theta = 90^\circ$  における  $E_\theta$  の指向性利得は、自由空間中において  $-1.0 \sim 1.9$  dBi であったものの、腕モデルに配置した際には、 $-1.2 \sim -3.0$  dBi 程

度まで低下していた。これは腕モデルが損失性媒質であるためと考えられる。また、図 12(a) より、自由空間中において、交差偏波  $E_\phi$  が高いものの、図 12(a)、図 13(a) を比較すると、 $E_\phi$  は 10 dB 以上低下しているにもかかわらず、 $E_\theta$  は 3 dB 程度しか低下していない。そのため、提案されたアンテナは自由空間中では交差偏波のレベルが高いものの、腕モデルに装着することによって、それが十分に抑制されることが分かる。また、図 12、図 13 より腕モデルの有無にかかわらず、8.75 GHz 及び 10.25 GHz において  $E_\theta$  の FB 比は 10 dB 以上であり、腕先端方向における利得が高いことを確認した。しかしながら、7.25 GHz では FB 比は 4 dB 程度であり、他の周波数と比較して FB 比が低い。これは電界強度分布の結果と同様に、アンテナ後方への回り込みの影響で反対方向にも電磁波が放射

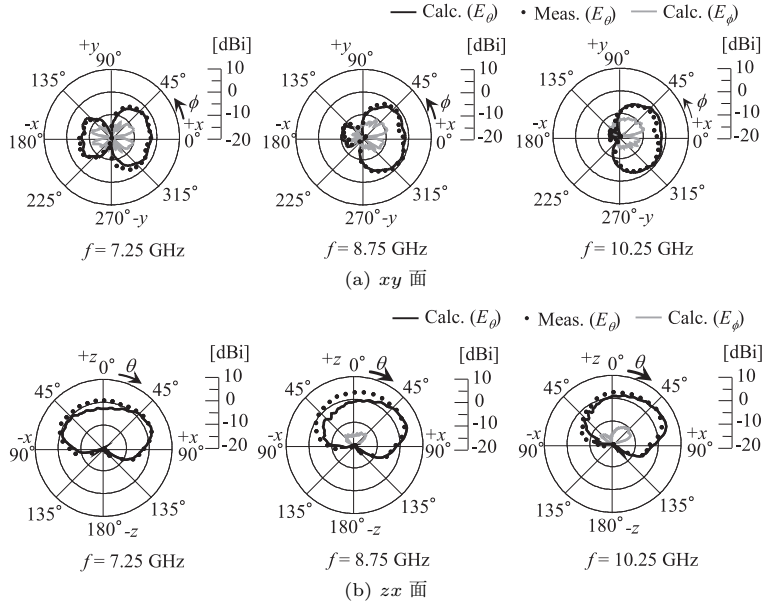


図 13 腕モデル装着時の放射パターン  
Fig. 13 Radiation patterns on arm model.

されたためであると考えられる。また、図 13(b) から、モノポールアンテナとは異なり、 $+z$  方向がヌルになっていない。これは放射板ではなく、先端の折り曲げ部分、反射板、グラウンド板に流れる電流から放射された電磁波に起因するものである。そのため、本アンテナは先端方向に存在する外部端末と通信するときに、腕の位置が多少ずれても通信可能である。更に、いずれの周波数においても腕モデル配置時における  $-z$  方向の指向性利得が非常に小さいことが確認できる。これは腕モデルの導電率が高いため、腕モデル内部で電磁波が大きく減衰し、 $-z$  方向の利得が小さくなったためと考えられる。加えて、交差偏波  $E_\phi$  はほとんど発生しておらず、所望の偏波のみを伝搬することが可能なアンテナであるといえる。以上のことから、本アンテナは腕後方と比較して先端方向への通信に有利であるため、人体腕部装着型アンテナとして有用であるといえる。

#### 4. む す び

本論文では、日本国内において UWB 通信に認可されている帯域で動作する腕部装着型広帯域アンテナを設計した。提案したアンテナを腕モデルに装着した際の入力特性を解析及び測定した結果、所望の周波数帯域である 7.25~10.25 GHz において、 $VSWR \leq 2.0$

を達成し、UWB アンテナとして有用であることを確認した。更に電界強度分布、及び放射パターンの解析・測定結果より、所望の方向への伝搬に有利であることを確認した。以上のことから、提案したアンテナは、人体腕部装着型 UWB アンテナとして有用であると考えられる。

本論文では数値計算、測定によりアンテナの有用性を確認しただけであるので、今後は受信機を配置することで、実使用状況における本アンテナの伝送速度を検討する必要がある。

#### 文 献

- [1] 倉本晶夫, “ワイヤレス PAN を目指した広帯域アンテナ,” 信学論 (B), vol. J90-B, no. 9, pp. 797–809, Sept. 2007.
- [2] Z.N. Chen, “UWB antennas: Design and application,” ICICS 2007, Dec. 2007.
- [3] K. Fujii, M. Takahashi, and K. Ito, “Electric field distributions of wearable devices using the human body as a transmission channel,” IEEE Trans. Antennas Propag., vol. 55, no. 7, pp. 2080–2087, July 2007.
- [4] 滝沢賢一, 李 選群, 原 晋介, 浜口 清, 河野隆二, “無線ボディアエリアネットワークの医療分野における利活用と標準化動向,” 信学誌, pp. 62–68, March 2008.
- [5] 浅沼健一, 後河内大介, 山本志緒, 前田裕一, 田中雅人, 小堤直樹, 松田祐征, 吉田博志, 前田忠彦, “人体を含めた UWB 伝送路モデルの提案と特性評価,” 信学論 (B), vol. J90-B, no. 9, pp. 873–884, Sept. 2007.
- [6] J.R. Verbiest and G.A.E. Vandenbosch, “A novel

small-size printed tapered monopole antenna for UWB WBAN,” IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett., vol.5, pp.377–379, Dec. 2006.

- [7] 佐藤雄大, 笹森崇行, 戸花照雄, 磯田陽次, 高橋応明, 宇野亨, “UWB-WBAN システムにおける電波伝搬特性の符号誤り率による評価,” 信学技報, A-P2009-53, July 2009.
- [8] Z.N. Chen, A. Cai, T.S.P. See, X. Qing, and M.Y.W. Chia, “Small planar UWB antennas in proximity of the human head,” IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.54, no.4, pp.1846–1857, June 2006.
- [9] M. Klemm and G. Troester, “Textile UWB antennas for wireless body area networks,” IEEE Trans. Antennas Propag., vol.54, no.11, pp.3192–3197, Nov. 2006.
- [10] 田山地剛義, 王 建青, “UWB ボディエリア伝搬損失特性のモデリング,” 2007 信学総大, B-1-47, March 2007.
- [11] 藤井勝之, 稲垣直樹, “人体を伝送路として利用したウェアラブル機器の電流励振方向に関する基礎的検討,” 2007 信学ソ大 (通信), B-1-127, Sept. 2007.
- [12] 岡野好伸, 坂内功治, “地上デジタルテレビ用小型広帯域アンテナの開発,” 信学論 (B), vol.J90-B, no.7, pp.679–688, July 2007.
- [13] 原大五郎, 小林岳彦, “UWB 電磁ファントム材料の開発,” 第 489 回電波研連 F 分科会, Nov. 2004.
- [14] 滝本拓也, 大西輝夫, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, “UWB 通信帯域における生体等価ファントムの特性,” 信学論 (B), vol.J88-B no.9, pp.1674–1681, Sept. 2005.
- [15] [Online]. Available: <http://niremf.ifac.cnr.it>

(平成 23 年 1 月 4 日受付, 3 月 25 日再受付)



宇野由美子 (学生員)

平 22 千葉大大学院博士前期課程了。現在, 同大学院博士後期課程在学中。人体と電磁波の相互作用評価に関する研究に従事。平 21 本会アンテナ・伝播研究会学生奨励賞受賞。



齊藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大大学院博士後期課程了。博士 (工学)。現在, 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。マイクロ波の医療応用及び人体と電磁波との相互作用評価に関する研究に従事。平 12 IEEE AP-S Japan Chapter Young Engineer Award, 平 16 本会学術奨励賞等受賞。平 12 日本学術振興会特別研究員。IEEE, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会各会員。



高橋 応明 (正員: シニア会員)

平元東北大・工・電気卒。平 6 東工大・大学院博士課程了。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, RLSA, 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。



伊藤 公一 (正員: フェロー)

昭 49 千葉大・工・電子卒。昭 51 同大大学院修士課程了。同年東工大・工・助手。昭 54 千葉大・工・助手, 平元同助教授, 平 9 同教授, 平 15 同大フロンティアメディカル工学研究開発センター教授, 平 17 同大副理事 (産官学連携・知的財産担当), 平 18 同大・工・教授, 平 19 同大・院・教授となり, 現在に至る。主として, がん治療用マイクロ波アンテナ等の医療応用, 移動通信用小形アンテナ, 人体通信, ファントムを用いた人体と電磁波との相互影響評価の研究に従事。工博。著書「Handbook of Microstrip Antennas」(UK, 共著), 「Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications」(Artech House, 共著) など。現在, IEEE AP-S 論文誌編集委員, Distinguished Lecturer 及び AdCom 委員。IEEE Fellow, AAAS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会, 日本シミュレーション学会各会員。