

UWB 帯域用人体電磁ファントムの開発とそれをを用いた 人体と無線機器の相互影響評価

伊藤 公一^{†a)} 高橋 応明^{††} 齊藤 一幸^{††}

Development of a Tissue-Equivalent Solid Phantom for UWB Band
and Its Application to the Evaluation of the Interaction
between Radio Terminals and the Human Body

Koichi ITO^{†a)}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Kazuyuki SAITO^{††}

あらまし 次世代の通信方式である UWB (Ultra Wide Band) 技術は、100 Mbit/s 以上の伝送速度を有する超広帯域無線システムとして世界中で研究・開発が進められている。この技術は、時間幅の短いパルスを用いて通信を行うため、3.1 ~ 10.6 GHz の広い周波数帯域が割り当てられている。UWB 技術は人体近傍での通信にも用いられることが想定されるため、人体がアンテナ特性や伝送特性に与える影響を定量的に考察しなければならず、上記の広帯域にて人体の電気的特性を模擬した“生体等価ファントム”が必要である。本論文では、まず、筆者らがこれまでに開発した UWB 通信帯域において生体の電気定数を模擬した生体等価ファントムの特長について説明し、次に、このファントムを用いた UWB アンテナ諸特性の測定について論述した。

キーワード UWB, 広帯域生体等価固体ファントム, 放射パターン, FDTD 法

1. ま え が き

次世代の通信方式である UWB (Ultra Wide Band) 技術 [1] は、100 Mbit/s 以上の伝送速度を有する超広帯域無線システムとして世界中で研究・開発が進められており、注目を集めている。UWB 技術は、20 m 程度までを通信範囲とし、主に屋内における短距離大容量通信を目指したものであり、時間幅の短いパルスを用いて通信を行うため、3.1 ~ 10.6 GHz の広い周波数帯域を利用するとされている。UWB 技術を用いた通信は PAN (Personal Area Network) [2] などのように人体近傍で行われることも想定されるため、これに用いるアンテナの開発においては、人体がアンテナ特性や伝送特性に与える影響を定量的に考察することが重要である [3] ~ [6]。この影響を実験的に評価する際に

は、人体の電気定数を模擬した“生体等価ファントム”を用いることが有用であり、既に UWB 通信用ファントムに関する検討も行われている [7], [8]。

UWB 通信用アンテナの開発において、周波数帯域ごとに異なった組成比のファントムを用いることは現実的ではなく、一つの生体等価ファントムを用いて、アンテナ入力インピーダンス、放射効率、放射指向性などアンテナ諸特性が測定できることは非常に重要である。筆者らはこれまでに、単一の組成比、すなわち一つのファントムで、3 ~ 6 GHz の目標とする人体の電気定数 [9] を模擬することができる生体等価ファントムを開発し [10]、このファントムを用いたアンテナ諸特性の測定に関して検討を行ってきた [11]。

本論文では、まず、UWB 通信帯域において、生体の電気定数を模擬した生体等価ファントムの作製について説明し、各周波数においてその測定値と目標値との差異を明らかにする。

次に、UWB 通信用アンテナの実使用状態でのアンテナ諸特性の検討を行うため、PDA (Personal Digital Assistance) を模擬した筐体上に設置した平面型アンテナを上記ファントムの近傍に配置するモデルを

[†] 千葉大学工学部, 千葉市

Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba-shi, 263-8522 Japan

^{††} 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

a) E-mail: ito.koichi@faculty.chiba-u.jp

導入した。そして、アンテナ入力インピーダンスやアンテナ利得の放射指向性のみならず、広帯域無線通信において重要な評価項目である遠方領域での位相分布特性について測定による検証を行った。更に、開発した広帯域生体等価ファントムを用いた UWB 帯域における SAR (Specific Absorption Rate) 測定の可能性について論述した。

2. UWB 帯域用ファントム

これまでに、人体と電磁界との相互影響を定量的かつ客観的に評価するために、人体の形状や電気定数などの物理的特性を再現しつつ、一定の特性をもった実験用あるいは数値解析用の人体モデルとして、様々なファントムが提案されている (例えば [12] ~ [14])。実験用ファントムは、測定環境の温度 (例えば室温) において実際の生体の温度 (体温) における電気定数を模擬してさえいれば、電気的には生体と等価である。したがって、一般的には、電磁波用ファントムは室温で生体の体温における電気定数を実現するように調整されている。また、実験用ファントムに要求される特性としては、物理的特性が既知かつ再現性があり、安定性・保存性も良好であることが欠かせない。更に、製作が容易で人体に対して無害であることが望ましい。

実験用ファントムは、液体状のものと同体状のものに大別できる。液体ファントムは、実際の携帯通信機による生体内 SAR 評価用として広く普及している [15]。このファントムは、生理食塩水を基材とし、比誘電率をショ糖の添加量により、また、導電率を食塩の添加量によりそれぞれ制御している。また液体であるため、十分なかく拌を行えば、場所によらず均一な電気定数を実現可能である。ただし、生体組織を均一媒質としてしか模擬できないため、生体を構成する様々な組織を作り分けることはできない。また、水を基材とするため、模擬できる組織が筋肉や脳組織等の高含水組織に限定され、水分の蒸発により電気定数が変動するといった問題がある。更に、液体ファントムを入れるケースの厚さが特に高周波帯で測定結果に影響したり、また、広帯域特性をもつ液体ファントムは作製が難しいため使用周波数に合わせて組成を変更する必要があるといった問題も存在する。

UWB 帯域で使用するファントムでは、UWB 帯域全域にわたって生体組織の電気定数を模擬する必要があることはいうまでもなく、また、上記の問題を考慮すると、固体ファントムの使用が適しているといえる。

例えば SAR の測定を例にとると、液体ファントムを使用する場合には測定用電界プローブにも超広帯域特性が求められ、これを実現することは現状では難しい。しかしながら固体ファントムを用いたサーモグラフィ法 [16], [17] による SAR 測定では、放射された電磁エネルギーに起因するファントムの温度上昇 (数 °C 程度) を観測するため、広い周波数成分をもつパルス状電磁波による SAR も測定可能である (ファントムの温度上昇を引き起こすだけの電磁エネルギーが必要であるため、実機での測定は難しい)。また、特に高周波帯では、ファントムの表面状態が測定結果に大きく影響するため、液体ファントムを使用する場合にはケースの厚さ及び電気定数を無視できないものの、固体ファントムではそのような問題はない。

以上をかんがみると、UWB 帯域では、固体ファントムの使用が有利であると考えられる。

3. 生体等価固体ファントム

3.1 特徴

人体組織は、筋肉、脳、内臓などの高含水組織と、脂肪、骨などの低含水組織に大別でき、電気的特性 (比誘電率及び導電率) は異なる。筆者らが過去に検討してきた固体ファントムとして、TX-151 (ファントム作製過程で用いるポリアミド樹脂。詳細は後述) を用いた生体等価固体ファントム (以下 TX-151 ファントムとする) [13] と、グリセリンを主剤とした生体等価固体ファントム (以下グリセリンファントムとする) がある [14]。TX-151 ファントムは、マイクロ波帯域において高含水組織の電気的特性を模擬するものであり、グリセリンファントムは高含水組織に加え低含水組織 (骨、脂肪等) も模擬できる特長をもっている。更に両者に共通な以下の特長がある。

- (1) 原材料の入手が容易であり、作製も特殊な機器を必要とせず、手作業で行うことができる。
- (2) 組成比を変えることにより電気的特性を調整できる。
- (3) 任意形状への加工、切削が容易であり、かつ、切断面同士の密着性も良好である。
- (4) 多層及び不均質ファントムが作製可能である。
- (5) 自立形状を保持し強度的にも取り扱いやすく、寒天の分量調整により、機械的強度の調整もある程度できる。
- (6) 実用上十分な安定性・保存性をもち、プラスチックフィルムで包み乾燥を避ければ、室温で

表 1 脳等価固体ファントム原料組成比の一例
Table 1 Example of compositions of the brain-equivalent phantom.

材料	組成 [g]
イオン交換水	3375.0
寒天	104.6
塩化ナトリウム	21.5
デヒドロ酢酸ナトリウム	2.0
TX-151	57.1
ポリエチレンパウダ	548.1

保管できる (TX-151 ファントム: 約 1 か月, グリセリンファントム: 約 6 か月).

TX-151 ファントムは, 更に, 単一の組成比で広い周波数帯域での生体の電気的特性を模擬できるといった特長をもつため, これをもとに UWB 帯域用生体等価ファントムの開発を行った.

3.2 電気定数の調整

COST244 [12] で規定されているサイズの脳等価 TX-151 ファントムを作製するための原料組成比の一例を表 1 に示す [13].

ここで, TX-151 は増粘剤, デヒドロ酢酸ナトリウムは保存料として用いている. また, 塩化ナトリウムの添加量を変化させることで導電率, ポリエチレンパウダの添加量を変化させることで比誘電率の値をそれぞれ調整可能である.

図 1 は, 縦軸が導電率 (σ [S/m]), 横軸が比誘電率 (ϵ_r) であり, ポリエチレンパウダ及び塩化ナトリウムの添加量を調整した際の電気定数をプロットしたものである. それぞれの図中にあるプロット (x) は人体の各部位の電気定数目標値を示す. 図 1 より, 塩化ナトリウム及びポリエチレンパウダを調整することで, ある範囲内において, 所望の電気定数をもつファントムを作製可能であることが分かる.

3.3 2/3 筋肉ファントム

本論文では, 人体の筋肉組織を模擬した電気定数 (Gabriel らの実験値 [9]) に 2/3 を乗じた生体等価ファントムの電気定数を目標値として検討を行う. 人体組織は, 比較的電気定数が高い筋肉・皮膚などの組織や, 電気定数が低い骨・脂肪などの組織が混在したものであるため, 生体等価ファントムの電気定数として上記の値がよく用いられる (以降, 本ファントムを 2/3 筋肉ファントムと記述する). 表 2 に, ファントムの電気定数の目標値として定めた値を示し, 表 3 に 2/3 筋肉ファントムの組成を示す.

図 2 に, 2/3 筋肉ファントムの UWB 通信帯域 (3~

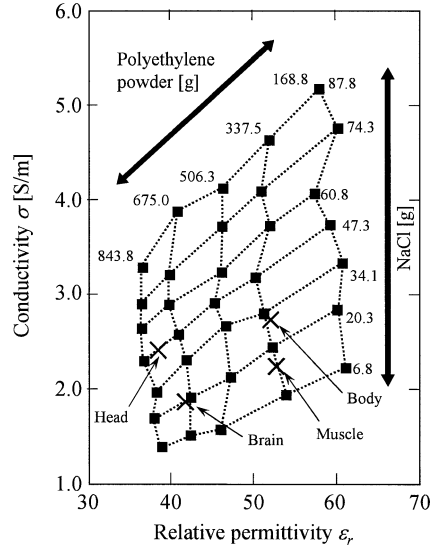


図 1 TX-151 ファントムの組成と電気定数の関係 (3.0 GHz)

Fig. 1 Relation between the composition of the materials and the electrical properties in the TX-151 phantom (3.0 GHz).

表 2 UWB 帯域用 2/3 筋肉ファントムの電気定数目標値
Table 2 Target values of electrical properties for the 2/3 muscle phantom at UWB band.

周波数 [GHz]	比誘電率	導電率 [S/m]
3.0	34.7	1.43
5.0	33.0	2.70
7.0	31.2	4.31
10.0	28.5	7.08

表 3 2/3 筋肉ファントムの原料組成比
Table 3 Compositions of the 2/3 muscle phantom.

材料	組成 [g]
イオン交換水	3375.0
寒天	104.6
塩化ナトリウム	7.0
デヒドロ酢酸ナトリウム	2.0
TX-151	30.1
ポリエチレンパウダ	1012.6

10 GHz) における電気定数の測定結果を示す. ここで及びは, それぞれの周波数における比誘電率と導電率の目標値であり, 実線及び点線はそれぞれの測定結果である. 図 2 中のエラーバーは, 各周波数における目標とする電気定数からの $\pm 10\%$ の範囲を示している. 図 2 より明らかなように, 単一の組成比で作製した 2/3 筋肉ファントムの電気定数は, UWB 通信帯域 3~10 GHz の各周波数において目標値から $\pm 10\%$ の範囲にほぼ収まっており, この程度の差異であれば本

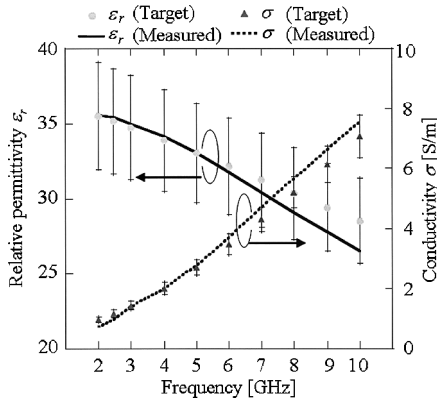


図 2 2/3 筋肉ファントムの電気定数の周波数特性
Fig. 2 Electrical properties of the 2/3 muscle phantom vs. frequency.

ファントムを用いて、UWB 通信帯域の全域において実用上問題のないレベルでアンテナ諸特性の評価が可能であることが分かっている。例えば、3~10 GHz において、本ファントム近傍に配置したダイポールアンテナの入力インピーダンスの変動量は、電気定数の差（目標値と測定値）が $\pm 10\%$ 以内であれば、実部、虚部ともに $\pm 1\%$ 以内に収まることが明らかになっている。同様に放射効率の差は最大で $\pm 0.2\%$ 、最大利得の差は 0.02 dB 程度である [8]。

ここで取り上げた 2/3 筋肉等価ファントムと同様に、脳平均、筋肉平均、頭部等価、胴体等価の生体等価ファントムについても目標とするそれぞれの電気定数を単一の組成比で構成することが可能であることを確認している。

4. 生体等価ファントム近傍のアンテナ特性評価

4.1 検討モデルと解析手法

3. で説明した UWB 帯域用ファントムの有効性を確認するために、FDTD 法 [19], [20] による解析結果と測定結果の比較を行った。図 3 に、ファントム近傍にアンテナを配置した解析モデルを示す。ファントムは COST244 で規定されている形状 [12] を参考に、1 辺 200 mm の立方体とした。ここで、アンテナ給電点を座標原点とし、対向しているファントム表面中心の位置を $z = 10$ mm とした（すなわち、アンテナ-ファントム間距離 10 mm）。なお、ファントムの電気定数は 3.3 にて説明した 2/3 筋肉ファントムの電気定数を用いた。通信機は、文献 [18] を参考に構成した平面型の

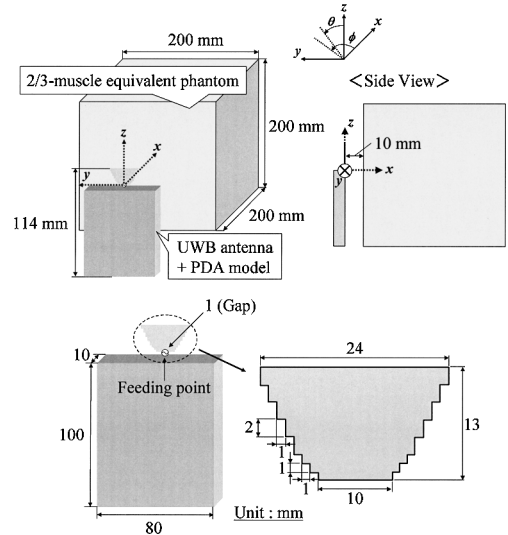


図 3 数値計算モデル
Fig. 3 Numerical calculation model.

台形状モノポールアンテナを PDA 端末を模擬した金属筐体上に実装したモデルである。ここでアンテナ部は、台形状の金属導体平板からなる構造をしており、台形の上辺: 10 mm, 下辺: 24 mm, 高さ: 13 mm であり、左右の辺は階段形状とした。また、PDA 端末を模擬した金属筐体のサイズは $10 \times 80 \times 100$ mm³ であり、その上端部の中心に本アンテナを装荷した。更に、アンテナと金属筐体の間には、幅 1 mm のギャップを設け、ギャップ給電を行った。

FDTD 法による数値解析では、解析モデルをセルサイズ 0.5~1 mm の不均一格子で構成した。また、吸収境界条件には 8 層の PML [21] を用いた。更に、数値解析における 2/3 筋肉ファントムの電気定数 (3~10 GHz) は、Debye の分散式を用いて、周波数に対して連続的に近似した。本論文で用いた各パラメータの値は、 ϵ_s (静的誘電率) = 37.1, ϵ_∞ (光学的誘電率) = 7.2, τ (緩和時間) = 1.15×10^{-11} s である。このとき、Debye の分散式により導出した計算値は目標の電気定数 [9] と差異が若干生じるものの、アンテナ諸特性の評価に影響を与えないことを確認している [8]。

4.2 アンテナ入力特性

図 4 に、本検討モデルの入力インピーダンスの周波数特性の計算及び測定結果、図 5 に同モデルの VSWR (Voltage Standing Wave Ratio) の周波数特性の計算及び測定結果を示す。図 4 より、アンテナ入力インピーダンスは実部、虚部ともに計算結果と測定結果が

同様の傾向を示している。

図 5 より、アンテナの VSWR 特性は計算結果と測定結果が良好に一致していることが分かる。ここで、 $VSWR \leq 2$ となる周波数範囲が計算結果では 2.54 ~ 10.29 GHz、測定結果では 2.75 ~ 10.18 GHz である。このように、本論文で検討したアンテナモデルでは、その近傍に生体組織が存在しても入力特性に大きな影響が現れないことを数値計算と実測の両面から確認した。なお、アンテナ-ファントム間距離 10 mm を 1 mm、5 mm と変化させて同様の検討を行った結果、1 mm まで近接させた場合には入力特性は変動するものの、5 mm 程度であればアンテナ入力特性は 10 mm のときとほぼ同一であることが分かった。なお、本検討に用いた UWB 通信用アンテナは、実使用状態を考慮するとケースで被う必要があり、アンテナ-ファントム間距離は最低でも 5 mm 程度必要であると考えられる。したがって、実験の容易さ等も考慮して本検討では距離 10 mm のみを検討した。

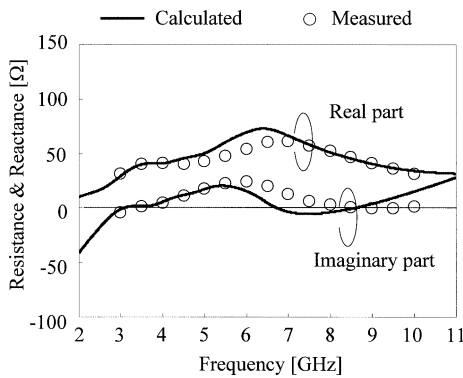


図 4 アンテナ入力インピーダンス
Fig. 4 Input impedance of the antenna.

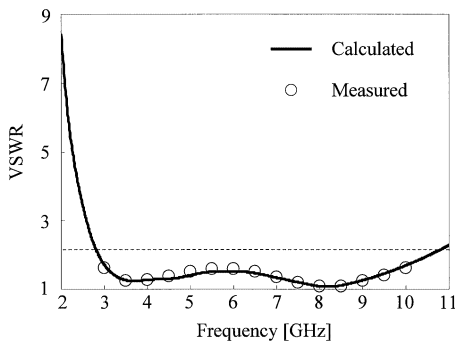


図 5 VSWR 特性
Fig. 5 VSWR of the antenna.

4.3 放射指向性

図 6 に、3, 5, 7, 9 GHz における水平面内 $\theta = 90^\circ$ (xy 面) の放射指向性の振幅成分 (E_θ) の計算及び測定結果を示す。また、図 7 に、同条件における放射指向性の位相成分 (E_ϕ) の計算及び測定結果を示す。ここでは、計算結果、測定結果ともに $\phi = 180^\circ$ 方向での位相を 0° として規格化した。図 6 より、放射指向性の振幅成分については、各周波数において計算結果と測定結果の良好な一致を確認できた。一方、図 7 に示す E_ϕ 成分の位相分布は、 180° 方向、すなわちファントムが存在しない方向では計算結果と測定結果の良好な一致を確認したものの、ファントムが存在する 0° 方向では振幅レベルが低いため、若干の誤差を含む結果となっている。振幅レベルが小さい方向における位相成分の高精度な測定は注意が必要であるものの、最大放射方向 (180° 方向) 付近においては、生体等価ファントムを使用して UWB 通信帯域の全域において、アンテナの放射指向性の測定が可能であるといえる。

4.4 サーモグラフィ法による SAR 測定

サーモグラフィ法による SAR 測定は、固体ファントムに短時間電磁波を照射し、それにより生じるファ

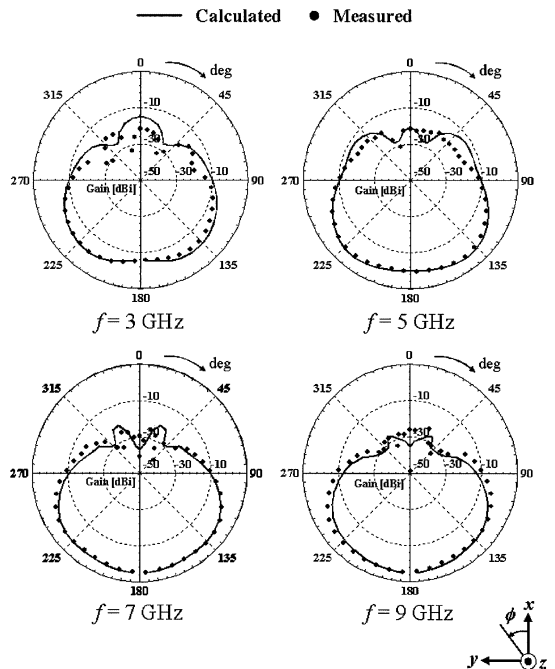


図 6 放射指向性の振幅分布 (E_θ 成分, $\theta = 90^\circ$)
Fig. 6 Radiation patterns (amplitude) of the antenna (E_θ , $\theta = 90^\circ$).

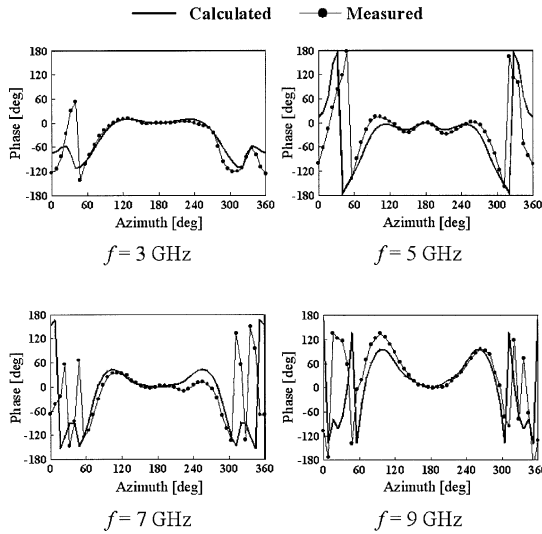


図 7 放射指向性の位相分布 (E_{θ} 成分, $\theta = 90^{\circ}$)
 Fig. 7 Radiation patterns (phase) of the antenna (E_{θ} , $\theta = 90^{\circ}$).

ントム表面, または内部の温度上昇を赤外線カメラ等で観測して SAR に換算する方法で, 照射する電磁波の周波数に直接依存せずに測定が可能である. このとき, 電磁波照射時間が十分に短く, 固体ファントム内部での熱伝導が無視できる場合には, 以下の式 (1) が成立する.

$$\text{SAR} = c \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad [\text{W/kg}] \quad (1)$$

ここで, c : ファントムの比熱 [J/kg/K], ΔT : 観測点の温度上昇 [K], Δt : 電磁波照射時間 [s] である.

ただし, 文献 [22] で報告されているように, 照射する電磁波の周波数が高くなると SAR が局所に集中して, 局所的に温度上昇が生じるため, 固体ファントム内部での熱伝導及びファントム表面から外気への熱伝達の影響が無視できないと考えられる. 図 8 (b) は同図 (a) に示すモデルにおける $x = 0$ の z 軸上の SAR 分布を描いたものであり, 周波数が高くなるほど SAR の高い領域が局所に集中することが分かる.

図 9 は, 図 8 (a) において 5.2 GHz の半波長ダイポールアンテナを波源とした際の座標原点における温度上昇をプロットしたものである. ここで, アンテナからの放射電力は 9.68 W であり, 固体ファントムの比熱 $c = 3,700 \text{ J/kg/K}$ である. 図 9 において, もし, ファントム内部での熱伝導及びファントム表面から外気への熱伝達の影響がなければ, 実線の温度上昇値が観測できる (電磁波照射時間と温度上昇値は正比例する)

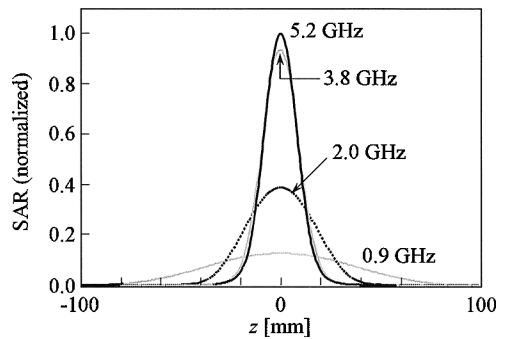
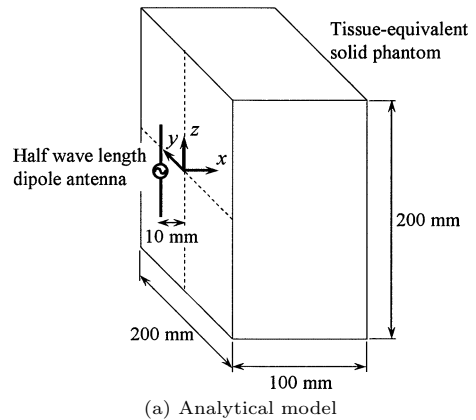


図 8 照射電磁波周波数と SAR 分布の関係
 Fig. 8 SAR distributions under various frequencies of radiated electromagnetic wave.

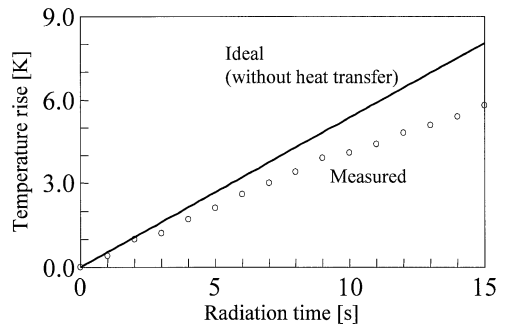


図 9 座標原点における温度上昇と電磁波照射時間の関係
 Fig. 9 Temperature rise at origin vs. radiation time.

ものの, 実際にはこれらの影響が無視できないため, で示される温度上昇値が観測された. 筆者らは既に, この影響を補正する方法を検討しており [23], UWB 帯域における SAR 測定にも応用可能であると考えられる.

5. む す び

本論文では、まず、UWB 通信帯域において使用可能な生体等価固体ファントムの作製について説明した。次に、このファントムの有効性を確認するために、PDA に装着した UWB アンテナを例として、アンテナ入力特性、放射指向性の振幅・位相成分といったアンテナ諸特性の検討を行った。更に、筆者らが提案した生体等価固体ファントムを用いたサーモグラフィ法による SAR 測定について、その可能性を示した。

以上により、筆者らが提案した生体等価固体ファントムは、UWB 帯域におけるアンテナ諸特性の評価に有効であることが分かった。

謝辞 本研究の一部は、平成 17 年度財団法人電気通信普及財団研究調査助成により行われた。関係各位に感謝致します。

文 献

- [1] FCC Part15, "Radio frequency devices," FCC, USA, 2003.
- [2] T.G. Zimmerman, Personal Area Networks (PAN): Near-field intra-body communication, M.S. Thesis, MIT Media Laboratory, Cambridge, MA, Sept. 1995.
- [3] M.A. Jensen and Y. Rahmat-Samii, "EM interaction of handset antennas and a human in personal communications," Proc. IEEE, vol.83, no.1, pp.7-17, Jan. 1995.
- [4] 渡辺聡一, 多氣昌生, 野島雄俊, "携帯無線機のアンテナ入力インピーダンスに対する人体頭部との相互作用による影響;" 信学論 (B-II), vol.J79-B-II, no.9, pp.557-565, Sept. 1996.
- [5] 原田浩樹, 松田 慧, 河野隆二, "人体内通信路における UWB 無線通信の特性解析;" 2005 信学ソ大, A-5-18, Sept. 2005.
- [6] 浅沼健一, 前田忠彦, "人体近接時における UWB アンテナシステムの受信特性の検討;" 信学技報, A-P2005-124, Dec. 2005.
- [7] 西田洋一, 原大五郎, 小林岳彦, "UWB 人体電磁ファントムの開発;" 信学技報, A-P2003-298, May 2004.
- [8] 滝本拓也, 大西輝夫, 齊藤一幸, 高橋応明, 上林真司, 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.
- [9] S. 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., vol.41, pp.2251-2269, April 1996.
- [10] T. Onishi, R. Ishido, T. Takimoto, K. Saito, S. Uebayashi, M. Takahashi, and K. Ito, "Biological tissue-equivalent agar-based solid phantoms and SAR estimation using the thermographic method in the range of 3-6 GHz," IEICE Trans. Commun., vol.E88-B, no.9, pp.3733-3741, Sept. 2005.
- [11] 滝本拓也, 大西輝夫, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, "UWB 通信帯域における広帯域生体等価固体ファントムの有効性評価;" 信学論 (B), vol.J89-B, no.9, pp.1806-1814, Sept. 2006.
- [12] COST244 WG3, "Proposal for numerical canonical models in mobile communications," Proc. COST244, pp.1-7, Roma, Nov. 1994.
- [13] 伊藤公一, 古屋克己, 岡野好伸, 浜田リラ, "マイクロ波帯における生体等価ファントムの開発とその特性;" 信学論 (B-II), vol.J81-B-II, no.12, pp.1126-1135, Dec. 1998.
- [14] 岡野好伸, 伊藤公一, 河井寛記, "グリセリンを主剤とする SAR 評価用ファントムの開発とその応用;" 信学論 (B), vol.J83-B, no.4, pp.534-543, April 2000.
- [15] 電波産業界標準規格, "携帯型無線機端末の比吸収率測定法;" ARIB STD-T56 2.0 版, June 2002.
- [16] 岡野好伸, 長谷厚志, 伊藤公一, "脳等価固体ファントムを用いたサーモグラフィ法による SAR 測定法に関する基礎検討;" 信学論 (B), vol.J82-B, no.1, pp.167-176, Jan. 1999.
- [17] Y. Okano, K. Ito, I. Ida, and M. Takahashi, "The SAR evaluation method by a combination of thermographic experiments and biological tissue-equivalent phantoms," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.48, no.11, pp.2094-2103, Nov. 2000.
- [18] 手嶋正雄, 島崎 寛, 峯邑隆司, 天野 隆, "広帯域台形状モノポールアンテナに関する検討;" 2004 信学ソ大, B-1-73, Sept. 2004.
- [19] K.S. Yee, "Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equation in isotropic media," IEEE Trans. Antennas Propag., vol.14, no.3, pp.302-307, March 1966.
- [20] 宇野 亨, FDTD 法による電磁界およびアンテナ解析, コロナ社, 1998.
- [21] J.-P. Berenger, "A perfect matched layer for the absorption of electromagnetic waves," J. Comput. Phys., vol.114, no.1, pp.185-200, Oct. 1994.
- [22] 石戸 良, 大西輝夫, 齊藤一幸, 上林真司, 伊藤公一, "3-6 GHz における生体等価ファントムと SAR 測定に関する検討;" 信学技報, A-P2003-299, May 2003.
- [23] 滝本拓也, 大西輝夫, 齊藤一幸, 高橋応明, 上林真司, 伊藤公一, "サーモグラフィ法による SAR 測定における熱移動の補正;" 信学技報, EMCJ2004-105, Dec. 2004.

(平成 18 年 9 月 8 日受付, 10 月 4 日再受付)



伊藤 公一 (正員)

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，移動通信用プリントアンテナ，携帯端末用小形アンテナ，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)，「ミリ波技術の基礎と応用」(共著)など。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。



高橋 応明 (正員)

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・助教授。衛星放送受信アンテナ，平面アンテナ，小形アンテナ，RLSA，環境電磁工学，人体と電磁波の研究に従事。工博。IEEE シニア会員。



齋藤 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・助手。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 本会学術奨励賞など受賞。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。