

2 ~ 10 GHz における人体の組織構造がアンテナ特性に与える影響評価

宇野由美子[†] 齊藤 一幸^{††} 高橋 応明^{††} 伊藤 公一[†]Evaluation of Antenna Characteristics Dependent on Human Body
Structure at 2 ~ 10 GHzYumiko UNO[†], Kazuyuki SAITO^{††}, Masaharu TAKAHASHI^{††}, and Koichi ITO[†]

あらまし 人体近傍で用いられる機器のアンテナの設計では、人体との相互作用を考慮することが重要であり、その影響を評価する際には、人体の組織構造を簡易化した均質ファントムを用いた検討が一般的である。しかしながら、均質なモデルを用いることの妥当性の検討例は少ない。本論文では、2~10 GHz における人体の組織構造がアンテナ特性に与える影響の基礎的な検討として、均質媒質モデルと人体の組織構造を考慮した層構造モデルの近傍に半波長ダイポールアンテナを配置し、それらの人体構造の差異がアンテナ特性に与える影響について定量的に評価した。また、実験により数値計算の妥当性を確認するために、広帯域層構造ファントムの開発を行った。その結果、アンテナをファントムから 0.3λ 以上に配置した際の両モデル間の入力特性、放射指向性、放射効率の差異は小さいことを確認した。しかしながら、アンテナとファントム間の距離が 0.1λ の場合の両モデル間の差異は、VSWR は 0.1 以上、放射効率は 15% 以上あるなど、アンテナ特性の差異が大きいことを確認した。

キーワード 生体等価ファントム、近傍界、アンテナ特性、FDTD 法

1. ま え が き

近年、携帯電話や PDA 端末など人体近傍で用いられる通信機器が広く利用されている。また、これまでの通信で使用されてきた周波数帯より高い周波数を利用した高速大容量通信の一つである Ultra Wide Band (UWB) 技術 [1] に関する研究・開発が行われている。UWB 技術は、WPAN (wireless personal area network) や WBAN (wireless body area network) に利用可能であると考えられている。WPAN や WBAN は人体近傍を通信範囲とした無線通信ネットワークであり、着用型の機器を用いて通信を行う。このような人体近傍で使用される機器に用いられるアンテナの開発では、人体が、アンテナ特性や電波伝搬特性に与える作用の定量的な考慮が重要である [2]。この作用を実験的に評価するためには、実際の人体を用いた実験により検討を行うことは難しいため、人体の電氣的

特性を模擬した生体等価電磁ファントム (擬似生体) を用いた検討が行われている。これらの検討では、人体の組織構成を簡易化した均質ファントムでモデル化するのが一般的であり [3]、UWB 通信帯域における生体等価ファントムの開発が行われてきた [4]。また、現在主流の携帯電話機の指針適合性評価では、SAR 測定に均質ファントムを用いることが妥当であるということが明らかにされている [5]~[7]。ところが、第 4 世代移动通信システム用として、現在主流の携帯電話機で使用されている周波数帯より高い 3.4 GHz 帯が利用可能となるため [8]、従来よりも高い周波数帯での検討も必要だと考えられる。しかしながら、実際の検討例は少なく [9]、人体を均質としたモデルの妥当性についての検討も十分には行われていない。

本論文では、第 3 世代移动通信システムの使用周波数である 2 GHz と、UWB 通信で使用される周波数である 3~10 GHz における均質ファントムの妥当性の検討を行った。均質媒質モデルと人体の組織構造を考慮した層構造モデルを比較することによって、人体の組織構造がアンテナ特性に与える影響を定量的に検討する。そのための基礎的な検討として、半波長ダイポールアンテナを均質媒質モデルと層構造モデルの近傍に

[†] 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

^{††} 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

配置し、それらの構造の差異がアンテナ特性（入力特性、放射指向性、放射効率）に与える影響について数値計算により検討した。また、数値計算の妥当性を確認するために、広帯域層構造ファントムを開発し、3, 5, 7 GHz においてアンテナ特性の測定を行った。更に、層構造モデル近傍のアンテナ特性は、電流が最も多く流れる皮膚の状態により大きく変化すると考えられるので、皮膚の電気定数を変化させた構造でも数値計算により検討を行った。

2. 数値解析による検討

2.1 解析モデル

図 1 に、解析モデルを示す。このモデルは、人体腕部を模擬したモデルであり、形状は直径：50 mm、長さ：450 mm の円柱 [10] とした。図 1 (a) に示す均質媒質は、筋肉の比誘電率及び導電率に $2/3$ を乗じた $2/3$ 筋肉等価媒質（以下、 $2/3$ 筋肉）である。人体全身のファントムを電波伝搬実験で用いる場合は、人体の高含水組織と低含水組織が $2:1$ であることから筋肉の電気定数の $2/3$ を人体全身の平均としており [11]、 $2/3$ 筋肉は一般的に用いられる均質ファントムである。また、図 1 (b) に示す組織構造を考慮した層構造モデル

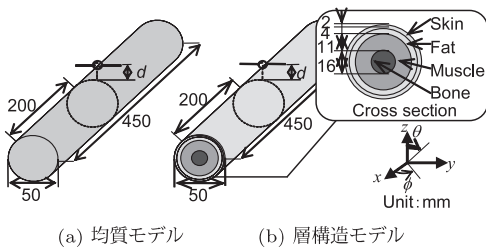


図 1 解析に用いた腕モデル
Fig.1 Analytical arm model.

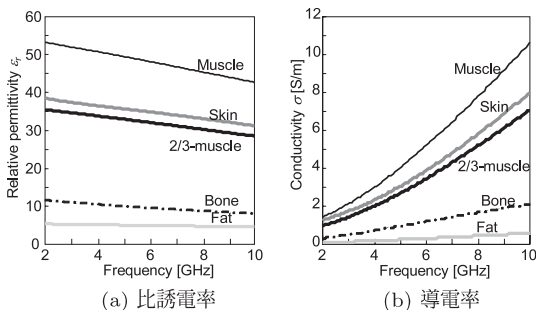


図 2 電気定数
Fig.2 Electrical properties of each tissues.

（以下、層構造）は、皮膚、脂肪、筋肉、骨からなる 3 層構造モデルであり [12]、それぞれ図 2 に示す各組織の電気定数 [13], [14] が与えられている。本論文では、ファントムに対して半波長ダイポールアンテナを図 1 のように水平に配置し、ファントムとアンテナの距離 d を変化させて解析を行った。検討を行う周波数は、2~10 GHz において 1 GHz 刻みとした。また、アンテナ素子長は、各周波数において自由空間中で共振する長さにした。

2.2 計算方法

解析手法には Finite Difference Time Domain (FDTD) 法 [15] を用いた。セルサイズは、アンテナ近傍領域では、 $0.5 \text{ mm} \times 0.25 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$ とし、その領域から離れるにつれて最大で $2.4 \text{ mm} \times 1.2 \text{ mm} \times 2.4 \text{ mm}$ となる不均一セルを用いた。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シアンパルスを用いた。放射パターン及び放射効率を求める際には各周波数の正弦波を用いた。また、給電方式はギャップ給電とし、吸収境界条件は Liao (二次) を用いた。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。

3. 実験による検討

3.1 実験モデル

図 3 に、測定に用いる層構造ファントムを示す。測定に用いる層構造ファントムは、製作の容易さから図 1 (b) に示す層構造から骨を抜いたモデルとした。なお、骨の有無は、アンテナ特性にほとんど影響を与えないことを確認済である。

3.2 実験モデルの作製

これまで、UWB 通信帯域における $2/3$ 筋肉や筋肉ファントムの作製の検討は行われてきた [4], [16] ものの、UWB 通信帯域における層構造ファントムについては開発されていないので、まず、層構造ファント

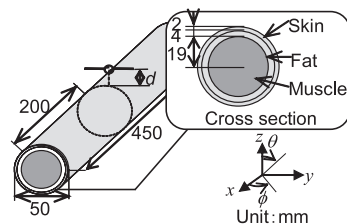


図 3 実験に用いた層構造モデル
Fig.3 Experimental layer structural model.

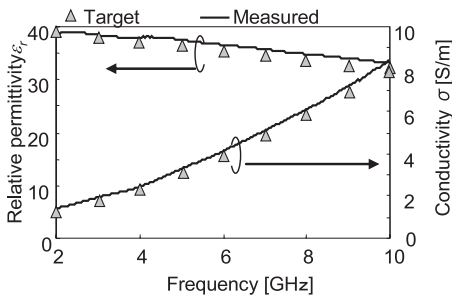
表 1 作製したファントムの組成
Table 1 Composition of fabricated phantom.

(a) 皮膚ファントム

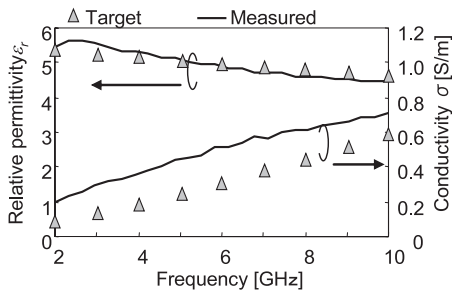
Material	Amount [g]
Deionized water	1000.0
Sodium chloride	10.0
Polyethylene powder	200.0
TX-151	9.0
Sodium dehydroacetate	0.6
Agar	30.0

(b) 脂肪ファントム

Material	Amount [g]
Silicon	250.0
Glycerol	200.0



(a) 皮膚ファントム



(b) 脂肪ファントム

図 4 作製したファントムの電気定数の周波数特性
Fig. 4 Electrical properties of fabricated phantoms.

ム作製のための皮膚ファントム・脂肪ファントムの開発を行った。表 1 に、作製したファントムの組成を示す。図 4 に、作製したファントムの電気定数の周波数特性を目標値 [13], [14] と併せて示す。ファントムの電気定数の測定には、HP85070E 誘電率プローブキット (Agilent Technologies 社製) を用いた。図 4 (a) より、作製した皮膚ファントムは、比誘電率、導電率ともに 2~10 GHz において誤差は 5% 以内の範囲に収まっていることを確認した。一方、図 4 (b) より、作製した脂肪ファントムの比誘電率の誤差は 10% 以内に収まっ

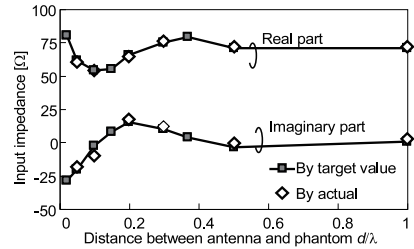


図 5 ファントムの電気定数 (目標値と測定値) によるアンテナ入力インピーダンスの計算結果

Fig. 5 Calculated antenna input impedance based on measured and target electrical properties of phantom.

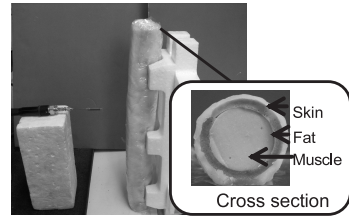


図 6 測定風景

Fig. 6 Experimental setup.

たものの、導電率の誤差は 20% 以上と大きく、電気定数の誤差が与えるアンテナ特性への影響を評価する必要があります。

図 5 に、実験で検討する周波数の中で最も低い 3 GHz における層構造ファントムの電気定数 (目標値と測定値) をパラメータとしたアンテナ入力インピーダンスの計算結果を示す。図 5 より、3 GHz の周波数帯において、ファントムの電気定数が目標値と測定値で差があるにもかかわらず、アンテナ入力特性にはほとんど違いは見られないことを確認した。なお、2~10 GHz のいずれの周波数においても 3 GHz と同様に、ファントムの電気定数が目標値と測定値で差があるものの、アンテナ特性にはほとんど違いは見られないことを確認した。したがって、筆者らが開発した皮膚ファントム・脂肪ファントムからなる層構造を用いたアンテナ特性の測定は妥当であるといえる。

図 6 に、作製した層構造ファントムを用いたアンテナ特性の測定風景を示す。ファントムを固定するため、ファントム全体は食品用ラップで覆い、後ろ半分は発泡スチロールで支えて測定した。測定では、バズーカ型バルンを装荷したダイポールアンテナを配置した。

4. アンテナ特性

4.1 入力特性

図 7 に、3, 5, 7 GHz におけるアンテナの入力インピーダンスの計算及び測定結果を示す。図 7 より、アンテナ入力インピーダンスは均質構造、層構造ともに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。例えば、図 7 (a) より、3 GHz 帯における均質構造と層構造での入力インピーダンス実部の最大差は、 $d = 0.1 \lambda$ のとき 10Ω 以上（計算値： 15Ω 、測定値： 20Ω ）であり、 $d = 0.3 \lambda$ 以上に離すと差は 5Ω 以下である。

次に、周波数を変化させた際の入力インピーダンスの計算結果を図 8 に示す。

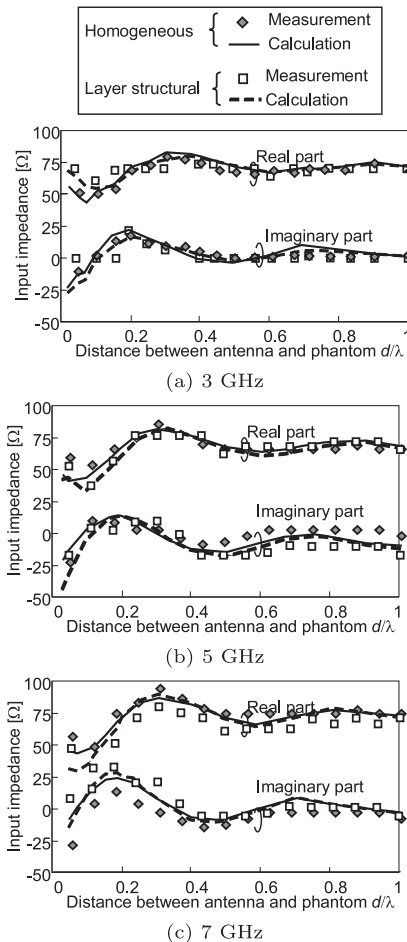


図 7 入力インピーダンス

Fig. 7 Input impedances at each frequency.

いずれも $d = 0.1 \lambda, 0.3 \lambda, 0.5 \lambda$ のときの結果を示す。図 8 (a), (b) より、入力インピーダンスの均質構造と層構造の差は、実部と虚部のどちらも $d = 0.1 \lambda$ のときは大きく、特に 4 ~ 10 GHz の間での差は、実部は 5Ω 以上、虚部は 3Ω 以上である。一方、 $d = 0.3 \lambda$ 以上に離すと、実部は 10 GHz の場合を除いて 5Ω 未満と小さい。なお、10 GHz の場合のみ、 $d = 0.5 \lambda$ 以上に離しても差が、実部では 10.4Ω 、虚部では 22.3Ω とどちらも大きい。これは、他の周波数に比べて波長が短いため、層構造の不均質性の影響を受けやすいためと考えられる。

また、相対的な評価のため、図 9 に VSWR の計算結果を示す。 $d = 0.1 \lambda, 0.3 \lambda$ のときの結果を示す。図

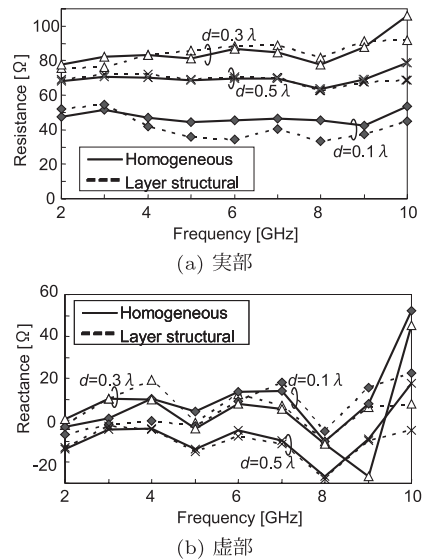


図 8 入力インピーダンスの周波数特性の計算結果
Fig. 8 Calculated input impedances vs frequency.

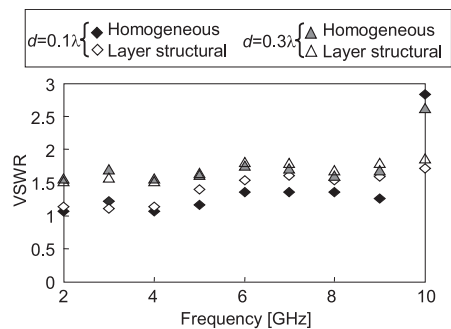


図 9 VSWR の周波数特性の計算結果

Fig. 9 Calculated VSWR vs frequency.

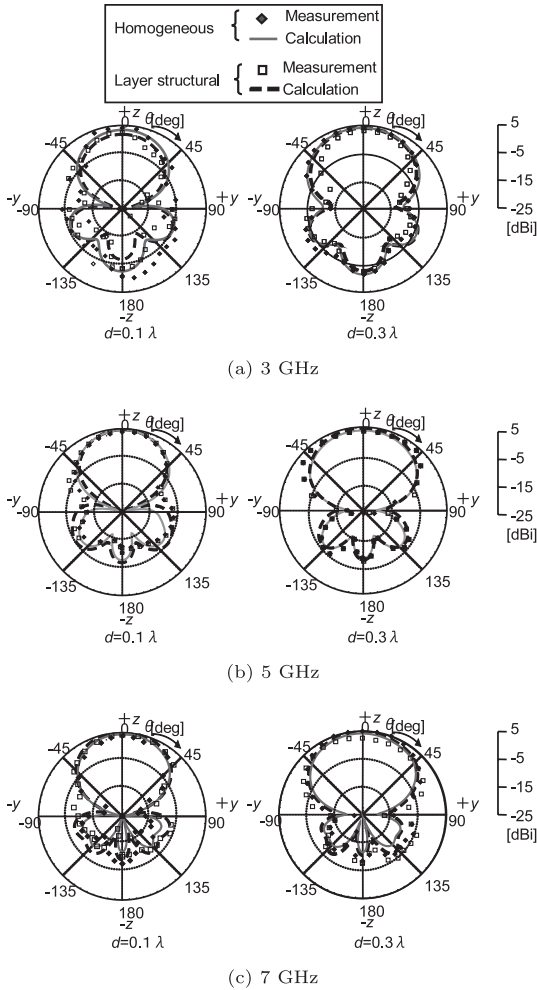
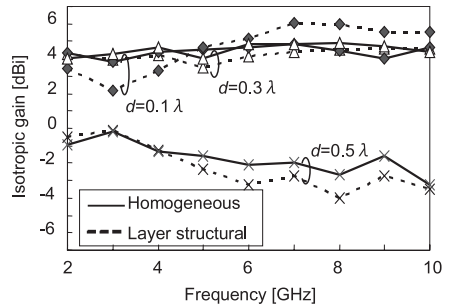


図 10 放射指向性
Fig. 10 Radiation patterns at each frequency.

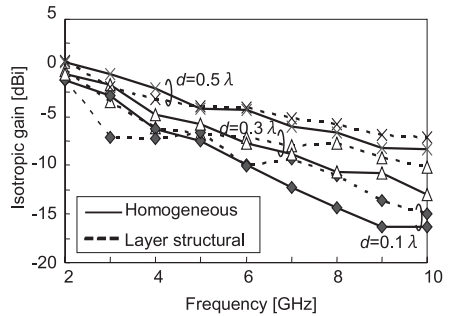
9 より, VSWR の均質構造と層構造の差は, $d = 0.1 \lambda$ のときは大きく, いずれの周波数においても 0.1 以上である. 一方, $d = 0.3 \lambda$ のときは, 10 GHz の場合を除き 0.1 未満と小さいことを確認した.

4.2 放射指向性

図 10 に, 3, 5, 7 GHz 帯における yz 平面の E_θ の放射指向性の計算及び測定結果を示す. いずれも $d = 0.1 \lambda, 0.3 \lambda$ のときの結果を示す. 図 10 より, 放射指向性は均質構造, 層構造ともに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. 図 10 (a) より, 3 GHz 帯における均質構造と層構造における利得の差は, $d = 0.1 \lambda$ のとき, 上方方向 ($\theta=0^\circ$) では 1.6 dB, ファントム方向 ($\theta=180^\circ$) では 4.3 dB の差があり, 半



(a) 上方方向 ($\theta=0^\circ$) の利得



(b) ファントム方向 ($\theta=180^\circ$) の利得

図 11 絶対利得の周波数特性の計算結果
Fig. 11 Calculated isotropic gains vs frequency.

波長ダイポールアンテナの自由空間中での絶対利得が 2.15 dBi であることから, どちらの方向の差も大きいといえる. 一方, $d = 0.3 \lambda$ まで離れば, 利得の差は上方方向では 0.4 dB, ファントム方向では 1.3 dB の差と小さい.

次に, 図 11 (a) に周波数を変化させた際の上方方向の利得の変化を, 図 11 (b) にファントム方向の利得の変化を示す. 図 11 (a) より, $d = 0.1 \lambda$ のときは, ほとんどの周波数において, 上方方向の利得の差は 1 dB 以上である. また, $d = 0.5 \lambda$ の上方方向の利得が低いのは, ファントムは導電性をもつので, 反射波によって打消されるためであると考えられる. 図 11 (b) より, 周波数が高いほど, ファントム方向の絶対利得は小さいことが分かる. また, $d = 0.1 \lambda$ のときほとんどの周波数において, 利得の差は 2 dB 以上である. 以上から, どちらの方向においても, $d = 0.1 \lambda$ まで近づけると, 均質構造と層構造の利得の差は大きくなることが確認された. 一方, $d = 0.3 \lambda$ まで離れば, いずれの周波数においても利得の差は十分に小さいことを確認した.

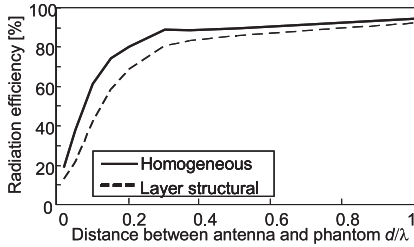


図 12 3 GHz における放射効率
Fig. 12 Radiation efficiency at 3 GHz.

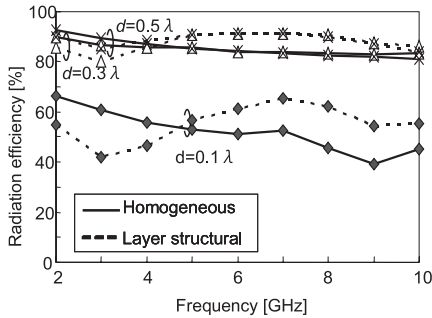


図 13 放射効率の周波数特性の計算結果
Fig. 13 Calculated radiation efficiency vs frequency.

4.3 放射効率

放射効率の測定は容易ではないため、計算値によって議論する。入力特性と放射指向性の計算及び実験結果の傾向がよく一致していることから、計算による放射効率の信頼性は高いといえる。本論文では、アンテナは完全導体と仮定したため、アンテナの導体損は考慮していないので、ファントムが存在しない場合の放射効率は 100% である。図 12 に、一例として 3 GHz 帯におけるアンテナの放射効率の変化を示す。図 12 より、 d が大きいほど放射効率は上昇し、 $d = 0.3\lambda$ 以降はほぼ一定である。このような変動傾向は検討したすべての周波数において見られた。図 13 に、周波数を変化させた際の放射効率の変化を示す。図 13 より、いずれの周波数においてもファントムとアンテナの距離を大きくすると、均質構造と層構造の放射効率の値の差は小さくなるのが分かる。 $d = 0.1\lambda$ では 5 GHz の場合を除いて、均質構造と層構造の差は 15% 以上と大きく、 d が 0.3λ 以上に離れば、いずれの周波数においても差は 10% 以下である。また、周波数が 5 GHz 以上では均質構造と層構造の差は正から負に変わり、周波数によってアンテナ特性の差異に違いが見られた。これは、腕モデルの電気的な大きさが周波数によって異なるためであると考えられる。

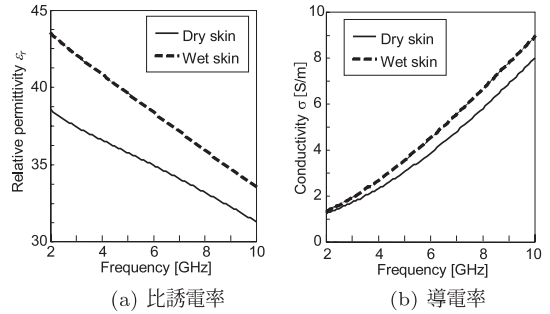


図 14 各状態での皮膚の電気定数
Fig. 14 Electrical properties of skins.

5. 皮膚の電気定数の違いによる影響

層構造モデル近傍のアンテナ特性は、電流が最も多く流れる皮膚の状態により大きく変化すると考えられる。そこで、皮膚の電気定数を変化させて検討を行った。なお、いずれの周波数においても、ファントムとアンテナの距離 d は 0.1λ に固定した。解析モデルは図 1 (b) に示すものと同様で、皮膚に、乾燥した状態と湿った状態の 2 種類の電気定数を与えた。図 14 に、それぞれの皮膚の状態での電気定数を示す [13], [14]。電気定数の最大差は、導電率が 5 GHz において 16.8%、比誘電率が 2 GHz において 12.8% である。周波数を変化させた際のアンテナ特性の変化として、図 15 (a) に入力インピーダンスを、図 15 (b), (c) に上方向とファントム方向の利得を、図 15 (d) に放射効率を示す。図 15 (a) より、いずれの周波数においても、皮膚の電気定数の差による入力インピーダンスの差は実部、虚部ともに 5Ω 未満 (VSWR に換算すると 0.02 未満) であることを確認した。図 15 (b), (c) より、いずれの周波数においても、皮膚の電気定数の差による利得の差は上方向、ファントム方向ともに小さいことを確認した。図 15 (d) より、いずれの周波数においても、皮膚の電気定数の差による放射効率の差は 10% 未満であることを確認した。以上から、 $d = 0.1\lambda$ まで近づけても、層構造における皮膚の電気定数に対するアンテナ特性の依存性はほとんど見られず、電気定数の差よりも構造の差の方がアンテナ特性に与える影響が大きいといえる。

6. む す び

本論文では、人体の組織構造がアンテナ特性に与える影響について 2 ~ 10 GHz において定量的に評価する

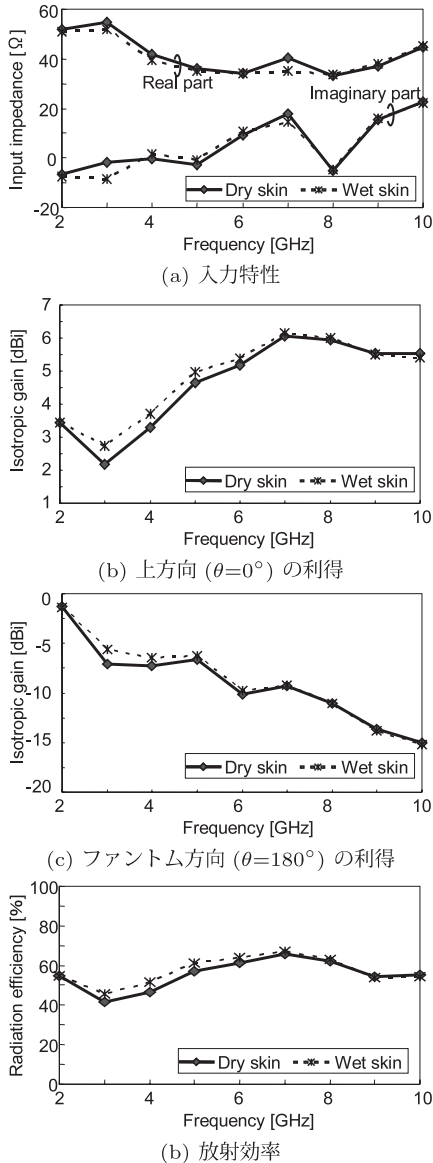


図 15 皮膚の電気定数を変化させた際のアンテナ特性
Fig. 15 Antenna characteristics.

ために、半波長ダイポールアンテナを均質構造モデルと層構造モデルの近傍に配置し、それらの構造の差異がアンテナ特性に与える影響について検討した。また、実験により数値計算の妥当性を確認するために、広帯域層構造ファントムの開発を行った。その結果、アンテナをファントムの近傍（アンテナとファントムの距離が 0.1λ ）に配置した際には、均質構造と層構造でアンテナ特性には差異が見られた。特に、放射効率に

関しては、5 GHz の場合を除き、両モデルにおける差異が 15% 以上と大きいことを確認した。また、ファントムとアンテナの距離が 0.3λ 以上に離れると、その差異は十分に小さくなることを確認した。本論文では、アンテナとして各周波数における自由空間での共振ダイポールについて扱ったが、人体近傍で使用する状況を想定した機器のアンテナ設計の際には、使用位置で共振するように整合をとっているものがあり、共振長は自由空間と異なると考えられる。しかしながらこの場合にも、アンテナとファントムの距離が 0.1λ では、均質構造と層構造でアンテナ特性に差異が見られることを数値計算により確認した。また、層構造における皮膚の電気定数に対するアンテナ特性の依存性はほとんど見られず、電気定数の差よりも構造の差の方がアンテナ特性に与える影響が大きいことを確認した。

以上から、2~9 GHz において人体腕部から離して使用する機器に用いられるアンテナの場合、人体がアンテナ特性に与える作用の評価に、均質構造モデルを用いる妥当性が確認された。一方、人体通信など人体のごく近傍で用いられる機器のアンテナ特性を評価する場合、層構造モデルを用いなければならない可能性が示唆された。今後は、実用的な検討として、UWB 用のアンテナなど、他のアンテナを用いて同様の検討を行う予定である。

謝辞 本研究の一部は、平成 19 年度テレコムエンジニアリングセンター公益的調査研究の助成により行われました。関係者各位に感謝致します。

文 献

- [1] FCC Part15, "Radio frequency devices," FCC, USA, 2003.
- [2] M. Okoniewski and M.A. Stuchly, "A study of the handset antenna and human body interaction," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.44, no.10, pp.1855-1864, Oct. 1996.
- [3] 小柳芳雄, 朝比奈敏寛, 小川晃一, 伊藤公一, "150 MHz 帯小形アンテナ解析用の人体ファントムモデルに関する一検討," 信学論 (B), vol.J84-B, no.1, pp.142-145, Jan. 2001.
- [4] 滝本拓也, 大西輝夫, 齋藤一幸, 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.
- [5] K. Meier, V. Hombach, R. Kastle, R.Y.-S. Tay, and N. Kuster, "The dependence of electromagnetic energy absorption upon human-head modeling at 1800 MHz," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.45, no.11, pp.2058-2062, Nov. 1997.
- [6] V. Hombach, K. Meier, M. Burkhardt, E. Kuhn, and

- N. Kuster, "The dependence of EM energy absorption upon human head modeling at 900 MHz," IEEE Trans. Microw. Theory Tech., vol.44, no.10, pp.1865-1873, Oct. 1996.
- [7] 渡辺聡一, 多氣昌生, 野島俊雄, "携帯無線機のアンテナ入カ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.
- [8] 総務省電波利用ホームページ
(<http://www.tele.soumu.go.jp/j/inter/wrc/result07.htm>)
- [9] P.S. Hall and Y. Hao, "Body-Centric UWB Communications," Antennas and Propagation for Body-Centric Wireless Communications, Ch. 5, Artech House, 2006.
- [10] 工業技術院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," 生命工学工業技術研究所研究報告, vol.2, no.1, 1994.
- [11] 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, pp.1-8, Nov. 2004.
- [12] R.G. Gordon, R.B. Roemer, and S.M. Horvath, "Mathematical model of the human temperature regulatory system-transient cold exposure response," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-23, no.11, pp.434-444, Nov. 1976.
- [13] 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.
- [14] Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz
(<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>)
- [15] 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.
- [16] 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.

(平成 21 年 5 月 26 日受付, 9 月 10 日再受付)



宇野由美子 (学生員)

平 20 千葉大・工卒。現在, 同大大学院博士前期課程在学中。人体と電磁波の相互作用の影響評価に関する研究に従事。平 21 本会アンテナ・伝搬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・助教。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)

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。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, RLISA, 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, 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 18 同大・工・教授, 平 19 同大・院・教授となり, 現在に至る。平 21 より同大フロンティアメディカル工学研究開発センター長併任。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。