

HF 帯用生体等価ファントムの開発

菅 良太郎^{†a)} 井之上瑞紀[†] 齊藤 一幸^{††b)} 高橋 応明^{††}
伊藤 公一[†]

Development of Biological Tissue-Equivalent Phantom in HF Band

Ryotaro SUGA^{†a)}, Mizuki INOUE[†], Kazuyuki SAITO^{††b)}, Masaharu TAKAHASHI^{††},
and Koichi ITO[†]

あらまし 近年、人体近傍での使用を前提とした電磁波技術を応用した機器の普及に伴い、それらから発生する電磁波と人体との相互作用を定量的かつ客観的に評価する必要性が高まってきている。このような相互作用を定量的に評価するためには、人体を用いて実験的に検討を行うことは困難である。そこで、数値モデルを用いたシミュレーションや生体組織と電気的特性（比誘電率、導電率）が等価なファントムが用いられている。ファントムに関する研究は、様々な研究機関で盛んに行われており、多種多様なファントムが開発されている。しかしながら、これらのファントムは、VHF（Very High Frequency）帯以上の周波数における電気的特性を模擬したものが大半を占めており、HF（High Frequency）帯以下の周波数用ファントムに関する検討はほとんどない。そこで本研究では、アルミニウム粉末と塩化ナトリウムを脱イオン水に添加したファントムを作製し、電気定数を測定した。その結果、アルミニウム粉末と塩化ナトリウムを添加する量を調整することにより、13.56 MHzにおいて筋肉と電氣的に等価であるファントムを開発することができた。

キーワード 生体等価ファントム、比誘電率、導電率、インピーダンスアナライザ

1. ま え が き

近年、電磁環境の多様化により、通信分野のみならず、放送分野、家庭環境（例えば、電子レンジ、IH（Induction heating）調理器）、医療分野などにおいて、多種多様な電磁波技術を応用した機器が性別・年齢を問わず様々な人に利用されている。また、人体通信 [1]（使用周波数：数 MHz～数 GHz、ミリ波など）、RFID（Radio Frequency Identification）[2]（使用周波数 13.56 MHz, 900 MHz 帯, 2.45 GHz）、無線電力伝送 [3]（使用周波数：数十 kHz～数十 MHz, VHF（Very High Frequency）帯など）、ハイパサーミア [4]（使用周波数：8 MHz, 2.45 GHz）及び MRI（Magnetic Resonance Imaging）[5]（使用周波数：64,

128, 300 MHz など）などの研究が盛んに行われており、今後更に HF（High Frequency）帯から UHF（Ultra High Frequency）帯までの周波数が利用されると考えられる。このような人体近傍での使用を前提とした電磁波技術を応用した機器の普及に伴い、それらから発生する電磁波と人体との相互作用を定量的かつ客観的に評価する必要性が高まっている [6]。ここで電磁波と人体との相互作用とは、人体近傍での使用によって人体が電磁波技術を応用した機器の性能に及ぼす作用と、機器から発生する電磁波が人体に及ぼす作用の双方を指す。

人体が電磁波技術を応用した機器の特性に及ぼす作用としては、人体近接使用時におけるアンテナの諸特性（入力インピーダンス、放射指向性など）の変化が挙げられる。一方、電磁波が人体に及ぼす作用に関しては、使用される周波数帯によって大きく異なり、例えばマイクロ波帯の場合には、機器から発生する電磁波の生体への吸収による熱的作用が支配的であるとされている。VHF 帯より低い周波数においては、人体に流れる電流により神経が直接刺激される影響を考慮する必要がある。

このような相互作用を定量的に評価するためには、

[†] 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

a) E-mail: suga@chiba-u.jp

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

人体を用いて実験的に検討を行うことは困難である。そこで、生体組織と電気的特性（比誘電率，導電率）が等価なファントムが用いられている。ファントムを用いた実験により，人体と電磁界との相互作用を定量的に評価し議論することが可能となる。

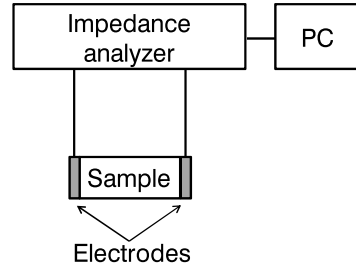
ファントムに関する研究は，様々な研究機関で盛んに行われており，多種多様なファントムが開発されている [7]~[9]。これらのファントムは，VHF 帯以上の周波数における電気的特性を模擬したものが大半を占める。VHF 帯より低い周波数におけるファントムに関する研究の一例として，伝搬特性の再現性のみに着目した 10~100 MHz 程度を利用する人体通信用ファントムが挙げられる [12]。また，ハイパーミア用ファントムとして，8~13.56 MHz おける筋肉の導電率のみを模擬したファントムも開発されている [4]。一方で，生体等価ファントムの電気定数の誤差が，SAR 分布や，ハイパーミアの加温特性に及ぼす影響についても検討されている [10], [11]。これらの検討により，比誘電率，導電率ともに生体組織と等しいファントムは，高精度な SAR 測定，加温特性評価を行う上で有用であると示されている。しかしながら，VHF 帯より低い周波数において，比誘電率及び導電率を同時に模擬したファントムに関する報告は，筆者らが知る限り見当たらない。そのため，VHF 帯より低い周波数においても，人体と電磁界との相互作用を定量的に評価するためには，この周波数における電気的特性を模擬したファントムを開発する必要がある。

そこで本論文では，HF 帯において使用可能なファントムを提案する。電気定数測定にはインピーダンスアナライザを用いた。そこで，まず，インピーダンスアナライザを用いた電気定数測定の妥当性を確認するため，同軸プローブ法の測定結果と比較した。次に，ファントムを試作し，HF 帯において使用可能な筋肉等価ファントムの組成を明らかにした。

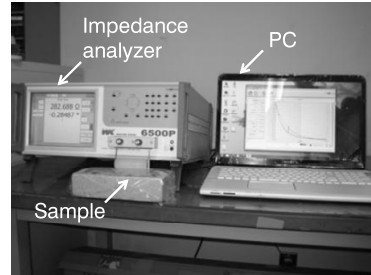
2. 測定装置の構成と測定原理

2.1 装置の構成

電気定数測定装置の構成を図 1 に示す。インピーダンスアナライザ (Wayne kerr Electronics 社製 6530B, 測定可能周波数: 20 Hz~30 MHz) を用いて，2 端子法 [13] で試料のインピーダンスを測定した。また，インピーダンスアナライザは PC と GPIB (General Purpose Interface Bus) で接続し，東陽テクニカ社製制御ソフトウェア WITNESS-6000 を用いて制御した。



(a) Block diagram of setup for measurement of dielectric property.



(b) Set up for measurement of dielectric property.

図 1 インピーダンスアナライザによる電気定数測定系
Fig. 1 Set up for measurement of dielectric property.

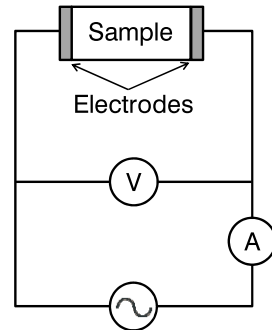


図 2 2 端子法の回路構成

Fig. 2 Circuit configuration of two-terminal method.

2.2 測定原理

図 2 に 2 端子法の等価回路を示す。2 端子法では，電極間に試料を配置した際に，試料に流れる電流と試料両端の電位差を測定する。ここで得られた電圧と電流の比からインピーダンスを求めることができる。本論文では，測定試料のインピーダンスが抵抗と静電容量の並列回路で表されると仮定し，試料のインピーダンスの絶対値及び位相を測定した。測定された試料のインピーダンスの絶対値及び位相から，抵抗分と容量分を求め，式 (1)~(3) より，比誘電率及び導電率が求められる。

$$\varepsilon' = \frac{dC}{\varepsilon_0 S} \quad (1)$$

$$\varepsilon'' = -\varepsilon' \frac{|Z| \cos \theta}{|Z| \sin \theta} \quad (2)$$

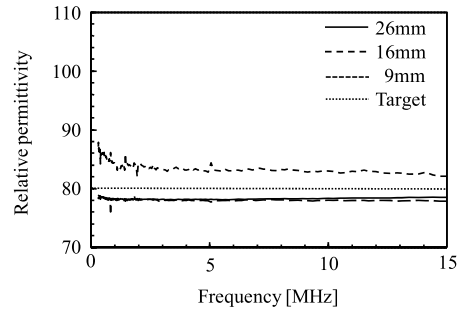
$$\sigma = 2\pi f \varepsilon'' \varepsilon_0 \quad (3)$$

ここで、 ε' は複素誘電率の実部、 d は試料の厚さ [m]、 C は試料の静電容量 [F]、 ε_0 は真空の誘電率 [F/m]、 S は電極面積 [m²]、 ε'' は複素誘電率の虚部、 $|Z|$ はインピーダンスの絶対値 [Ω]、 θ はインピーダンスの位相、 σ は導電率 [S/m]、 f は周波数 [Hz] である。

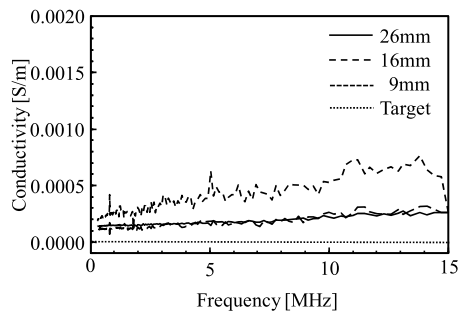
2.3 試料と電極の大きさ

本研究では 2 端子法を用いるため、電極が試料に接する面の接触抵抗とインピーダンスアナライザと電極を結ぶ導線のインピーダンスで電圧降下が生じ、これらが誤差要因となる。これらの誤差要因を小さくするには、試料のインピーダンスを電極が試料に接する面の接触抵抗及びインピーダンスアナライザと電極を結ぶ導線のインピーダンスを試料のインピーダンスより十分に大きくする必要がある。試料のインピーダンスは、試料の厚さに比例して大きくなるため、インピーダンスアナライザの測定可能範囲を超えない範囲で、可能な限り厚い試料を用いて測定を行うことが望ましい。本研究では、測定器具の都合上、試料が固体の場合は、電極に厚さ 70 mm の試料を直接挟み測定し、液体の場合は、長さ 100 mm のアクリルパイプに試料を充てんして測定する。

次に、電極の大きさが電気定数の測定結果にどのような影響を与えるかを明らかにするために、直径が 9 mm、16 mm、26 mm である 3 種類の円形電極を用いて、電気定数が既知である脱イオン水の電気定数を測定した。なお、本研究で用いた電極は、厚さ 1 mm の銅板で作製した。図 3 に、電極の直径を変えた際の脱イオン水の電気定数の測定結果を示す。測定周波数は 300 kHz~30 MHz とし、10 回測定した結果の平均値を表示した。これらの結果より、今回検討した電極の中では、直径 26 mm の電極が最も文献値（比誘電率：80、導電率：0.00）に近い電気定数となることが確認できる。図 4 には一例として、ISM (Industry-Science-Medical) バンドの一つである 13.56 MHz における電極直径を変えた際の脱イオン水の電気定数の測定結果のばらつきを示す。エラーバーは、10 回測定した結果の最大値、最小値を示している。これより、電極直径が大きくなるほど、測定結果のばらつきが小さくなることが確認できる。本研究で用いた電気定数



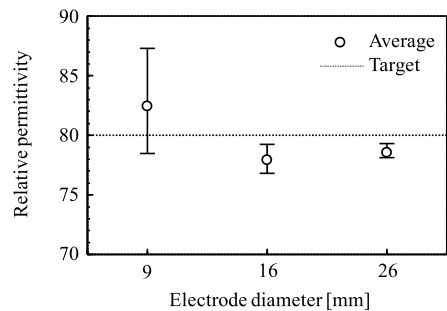
(a) Relative permittivity.



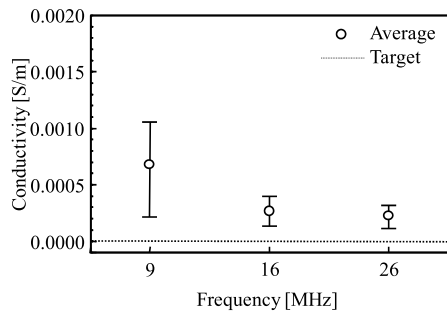
(b) Conductivity.

図 3 電極直径を変えた際の電気定数

Fig. 3 Dielectric property by changing electrode diameter.



(a) Relative permittivity.



(b) Conductivity.

図 4 測定結果のばらつき

Fig. 4 Variation in measured dielectric property.

測定法は、電極及び試料が理想的な平行平板コンデンサであると仮定し、測定したキャパシタンスから誘電率を換算している。そのため、2枚の電極を対面させ平行に配置する必要がある。しかしながら、測定を行う際には、電極が対面する位置や電極の平行度に同程度、理想的な状態との差異が生じてしまう。いずれの電極を用いても対面する位置や電極平行度の差異が生じるとすれば、小さな電極ほど、誤差の割合が大きくなる。また、電極製作の際には、製作誤差が生じる。電極の大きさによらず、同程度の製作誤差があるとす

ると、小さな電極ほど誤差の割合が大きくなる。これらの理由から、小さな電極ほど測定の際のばらつきが大きくなったと考えられる。以上の結果より、本研究では、直径 26 mm の電極を用いて検討を行う。

2.4 測定結果の妥当性

インピーダンスアナライザによる電気定数測定の妥当性を確認するため、同軸プローブ法による電気定数測定結果と比較した。比較に用いた試料は、脱イオン水である。本研究で用いたオープンエンド型同軸プローブは、Schmid & Partner Engineering AG 社製 DAK-12 Dielectric Probe (測定可能周波数：10 MHz～3 GHz)、ネットワークアナライザは、Agilent Technologies 社製 HP8753 を用いた。同軸プローブ法による測定系を図 5 に示す。これを用いて、10～100 MHz における電気定数を 50 回測定した。図 6 にインピーダンスアナライザを用いて測定した結果と、同軸プローブ法により測定した結果を示す。測定機器の測定可能周波数領域の都合上、10～30 MHz の範囲で電気定数を比較している。結果より、インピーダンスアナライザを用いて測定した結果と、同軸プローブ法により測定した結果は良好に一致していることが確認できる。これより、インピーダンスアナライザを用いて測定した結果は妥当であると考えられる。

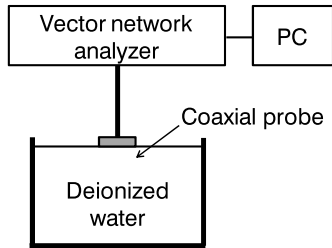
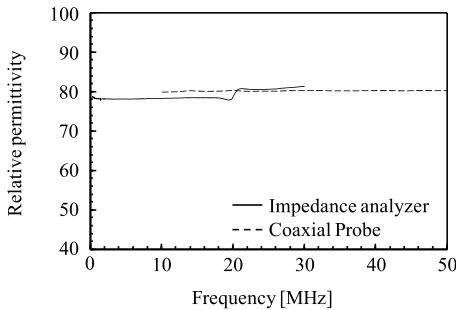
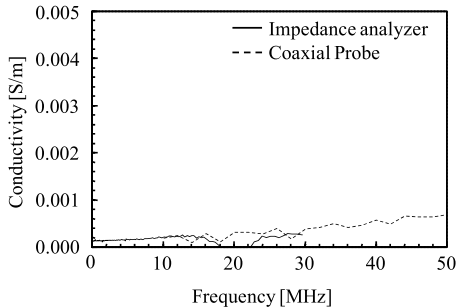


図 5 同軸プローブ法による電気定数測定系
Fig. 5 Set up for measurement of dielectric property by coaxial probe method.



(a) Relative permittivity.



(b) Conductivity.

図 6 同軸プローブ法との比較
Fig. 6 Comparison of dielectric property with coaxial probe method.

3. ファントム電気定数の測定と調整

13.56 MHz 帯は ISM バンドの一つであり、HF 帯の中でも最も広く利用される周波数の一つである。そこで本論文では、一例として、13.56 MHz における生体の筋肉の電気定数を模擬するファントムの組成について検討した。

3.1 ベースとなるファントムの電気定数

ファントムを製作する際には、水やグリセリンなどのベースに添加物を加え、誘電率や導電率が生体組織と等しくなるように調整する [6], [14]。そこで本論文では、はじめに、水を寒天で固形化したファントム（以下、寒天ファントム）を作製し、その電気定数を明らかにする。寒天ファントムの組成を表 1 に示す。

図 7 に、寒天ファントムの電気定数を測定した結果

表 1 寒天ファントムの組成
Table 1 Compositions of agar phantom.

材料	質量 [g]
脱イオン水	538.0
寒天	22.5

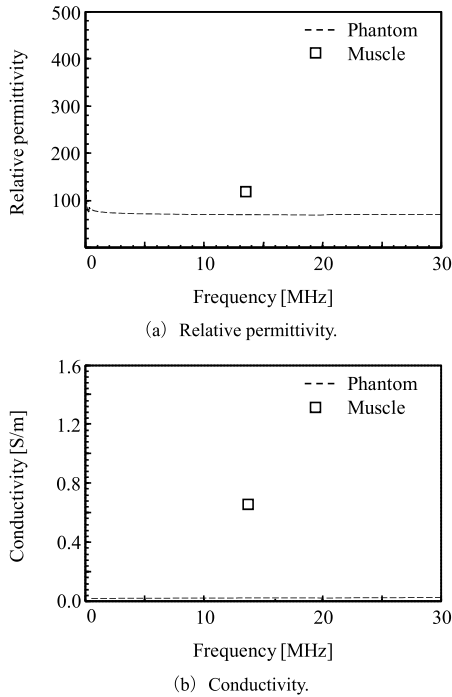


図7 寒天ファントムの電気定数
Fig. 7 Dielectric property of agar phantom.

を示す。また、比較のために、筋肉の電気定数 [15] も併せて示す。ここでは、10回測定した結果の平均値を表示した。また、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。そこで、室温を 22°C に調整し、測定した。なお、室温（20~24°C 程度）であれば、ファントムの電気定数測定結果に有意な差は見られなかった。図7より、13.56 MHz における寒天ファントムの比誘電率は、筋肉より低いことが確認できる。そのため、筋肉を模擬するファントムを作成するには、比誘電率を上昇させる添加物を加え、その量を調整する必要がある。一方、導電率においては、寒天ファントムより、筋肉の方が高いことが確認できる。そのため、導電率を高くするための添加物を加え、その量を調整して各組織の導電率を模擬する必要がある。

3.2 電気定数の調整

筆者らは予備実験において、比誘電率を上昇させるためにアルミニウム粉末、導電率を上昇させるために塩化ナトリウムを添加すればよいことを確認していた [16], [17]。そこでこれを参考にして、比誘電率調整

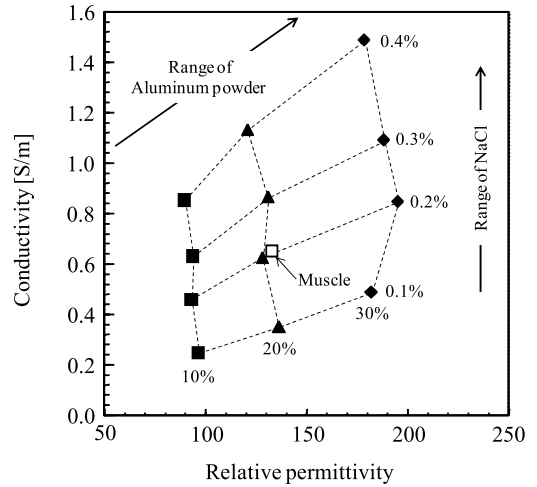


図8 ファントムの組成による電気定数の調整 (13.56 MHz)

Fig. 8 Adjustment of dielectric property of phantom at 13.56 MHz.

表2 目標値と測定値の電気定数の差異
Table 2 Difference of dielectric property between target and measured value.

	目標値	測定値	差異
比誘電率	132.1	128.0	3.1%
導電率 [S/m]	0.66	0.63	4.5%

のためにアルミニウム粉末、導電率の調整のために塩化ナトリウムを寒天ファントムに添加して検討を行った。アルミニウム粉末は、寒天ファントムに対して重量が10~30%、塩化ナトリウムは0.1~0.4%となる範囲で検討した。図8に、添加物の調整によってファントムが実現できる電気定数の範囲を示す。これより、塩化ナトリウムを添加する量を増やすことにより、HF帯においても導電率が上昇することが確認できる。一方、比誘電率は、塩化ナトリウムの量にかかわらずほぼ一定の値であることが確認できる。次に、塩化ナトリウムの量を一定とし、アルミニウム粉末の量を変化させた場合には、比誘電率、導電率共に上昇することが確認できる。また、アルミニウム粉末20%、塩化ナトリウム0.2%とした場合に、筋肉の電気定数と近い値となることが確認できる。表2に、13.56 MHz における筋肉の電気定数と、アルミニウム粉末20%、塩化ナトリウム0.2%としたファントムの電気定数の差異を示す。目標値である筋肉の電気定数と測定値を比較すると、比誘電率、導電率の差異はそれぞれ、3.1%、4.5%であり、共に5%以内であることが分かる。よっ

表 3 13.56 MHz における筋肉等価ファントムの組成
Table 3 Compositions of the muscle-equivalent phantom.

材料	質量 [g]
脱イオン水	538.0
寒天	22.5
アルミニウム粉末	140.1
塩化ナトリウム	1.12

て、寒天ファントムにアルミニウム粉末 20%, 塩化ナトリウム 0.2%を加えたファントムは 13.56 MHz における筋肉の電気定数を模擬しているといえる。この 13.56 MHz における筋肉の電気定数と等価なファントムの組成を表 3 に示す。同様のやり方で、他の周波数、他の組織の電気定数も実現できる。

4. む す び

本論文では、HF 帯用生体等価ファントムの開発を目的とし、幾つかの検討を行った。まず、電気定数測定の妥当性を確認するため、同軸プローブ法の測定結果とインピーダンスアナライザを用いた 2 端子法による測定結果を比較した。その結果、インピーダンスアナライザを用いた 2 端子法による電気定数測定の結果が妥当であることを確認した。次に、ファントムを試作し、その電気定数を測定した。その結果、寒天ファントムに塩化ナトリウムを加えると導電率のみを調整でき、アルミニウム粉末を加えると比誘電率、導電率が共に上昇することを確認した。更に、アルミニウム粉末、塩化ナトリウムの量を微調整し、13.56 MHz において筋肉の電気定数と等価になるファントムの組成を明らかにした。また、提案したファントムの電気定数と、筋肉の電気定数の差異について検討した結果、比誘電率、導電率の差異はそれぞれ、3.1%, 4.5%であり、共に 5%以内であった。今後は、同様の方法で、他の周波数、他の組織の電気定数を模擬するファントムを開発する予定である。また、ファントムの電気定数と温度の関係について詳細に検討する予定である。

謝辞 本研究は科学研究費補助金基盤研究 (b) (課題番号 24360132) により行われた。また、同軸プローブ法による電気定数測定に御協力を頂いた、独立行政法人情報通信研究機構の長岡智明氏、佐々木謙介氏に感謝致します。

文 献

[1] P.S. Hall and Y. Hao, *Antennas and Propagation*

for Body-Centric Wireless Communications, Artech House, 2006.

- [2] 高橋応明, RFID タグ用アンテナの設計, コロナ社, 2012.
- [3] A. Karalisa, J.D. Joannopoulos, and M. Soljacic, "Efficient wireless non-radiative mid-range energy transfer," *Annals of Physics*, vol.323, pp.34-48, Elsevier, Available online 27, April 2007.
- [4] 平岡真寛, 田中良明 (編), 全訂 ハイパーサーミアマニュアル—効果的な癌温熱治療を実施するために, 医療科学社, 1999.
- [5] J. Jin, *Electromagnetic analysis and design in magnetic resonance imaging*, CRC Press, Boca Raton, 1998.
- [6] 伊藤公一, 河井寛記, 齊藤一幸, "生体等価ファントムの現状と今後の展望," *信学論 (B)*, vol.J85-B, no.5, pp.582-596, May 2002.
- [7] 伊藤 晶, 有馬卓司, 浜田リラ, 渡辺聡一, 宇野 亨, "VHF 帯用液剤型人体ファントムの構造に関する検討," *EMCJ-335*, pp.53-58, 愛知, Dec. 2011.
- [8] C.K. Chou, G.W. Chen, A.W. Guy, and K.H. Luk, "Formulas for preparing phantom muscle tissue at various radiofrequencies," *Bioelectromag.*, no.5, pp.435-441, 1984.
- [9] 陳 丹, 笹尾勇介, 若林孝行, 前田忠彦, "層状化を目的とした UWB 帯域用人体等価ファントムの電気特性," *信学論 (B)*, vol.J94-B, no.2, pp.283-286, Feb. 2011.
- [10] 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.J82-B-II, no.12, pp.1126-1135, Dec. 1998.
- [11] 河井寛記, 吉村博幸, 伊藤公一, "生体等価ファントムの電気定数の誤差が局所 SAR および SAR 分布に及ぼす影響," *信学論 (B)*, vol.J85-B, no.5, pp.619-630, May 2002.
- [12] 加納 唯, 駱 美玲, 前山利幸, 清水優輝, 田中稔康, "人体通信用ファントムの開発," *信学技報, A-P-347*, Dec. 2010.
- [13] Agilent Technologies, *インピーダンス測定ハンドブック 第 2 版*, 2001.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] 菅良太郎, 齊藤一幸, 高橋応明, 井之上瑞紀, 伊藤公一, "HF 帯における生体等価ファントムの電気定数測定に関する基礎検討," *信学技報, AMT2012-8*, Dec. 2012.
- [17] 井之上瑞紀, 菅良太郎, 齊藤一幸, 高橋応明, 伊藤公一, "HF 帯用生体等価ファントム開発のための基礎検討," 2013 *信学総大, B-4-13*, March 2013.

(平成 25 年 1 月 7 日受付, 4 月 24 日再受付)



菅 良太郎 (学生員)

平 21 千葉大・工卒。平 23 同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。現在、人体と電磁波の相互作用に関する研究に従事。



井之上瑞紀 (学生員)

平 24 千葉大・工卒。平 25 同大学院博士前期課程在学中。現在、人体と電磁波の相互作用に関する研究に従事。



齊藤 一幸 (正員)

平 13 千葉大学大学院博士後期課程了。博士(工学)。現在、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。衛生放送受信用アンテナ, 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 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)など。IEEE AP-A 論文誌編集委員及び Distinguished Lecturer, ISAP2012 委員長等を歴任。現在, European Association on Antennas and Propagation (EurAAP) アジア代表。IEEE Fellow 及び AAAS, BEMS, 映像情報メディア学会, 日本ハイパーサーミア学会等各会員。