

修士学位論文要約（令和2年3月）

高損失性媒質内の低周波電界測定法の研究

南雲 裕一

指導教員：陳 強， 研究指導教員：今野 佳祐

Study on Measurement Method for Low-Frequency Electric Field in Highly Lossy Media

Yuichi NAGUMO

Supervisor: Qiang CHEN, Research Advisor: Keisuke KONNO

An optical modulation probe system for measurement of 85 kHz electric field strength in human body equivalent liquid phantom is designed and fabricated. The proposed system is composed of an optical modulator and a ferrite bar antenna. The optical modulator reduces interference of conducting cables while the ferrite bar antenna enhances the sensitivity of the system. It is demonstrated that the sensitivity of the probe with the ferrite bar antenna is enhanced when the probe is in lossy medium. And, a method for estimating the electric field strength inside the body from the electric field strength outside the body is constructed. In both simulations using an infinite cylinder or a finite cylinder model, the electric field strength in the body is almost equal to the external field strength.

1. はじめに

近年、無線電力伝送システムを用いた電気自動車の無線充電システムが注目を浴びている。一方、kW オーダーの大きな電力を扱うため、電磁界の人体への安全性を評価する必要がある。本システムで用いられる 85 kHz 帯の電磁界においては体内電界が評価指標であり、ファントムを用いた実験の評価が求められるが、実験の評価には困難な点が2つ挙げられる。電氣的に高損失な媒質を考慮しなければならない点、人体は波長に比べて小さくプローブは小型で低感度となる点である。これらの点を考慮した体内低周波電界の測定法、推定法が必要である。損失性媒質中の低周波電磁界についての実験的検討は過去に行われているが¹⁾²⁾、アンテナの寸法や整合の観点での高感度化のためのアンテナ設計法や、損失性媒質内電界を推定するような技術は確立されていない。そこで、本研究では、インピーダンス共役整合を考慮した高損失性媒質内低周波電界測定用プローブの高感度化、および損失性媒質外の低周波電界強度から媒質内の低周波電界強度を推定する手法の開発を行う。

2. 体内の低周波電界測定プローブの高感度化

本論文では測定プローブとして光変調プローブを用いた測定システムを用いる。測定システムを図1に示す。図1の電気信号測定器において、受信電力が最大になる条件を以下の式に示す³⁾。

$$Z_a = Z_{in}^* \quad (1)$$

ここで、 Z_a は損失性媒質中のアンテナの入力インピーダンス、 Z_{in} はアンテナ端から光変調器をみ

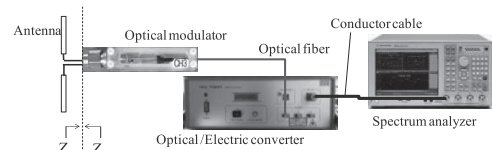


図1:光変調プローブを用いた測定システム

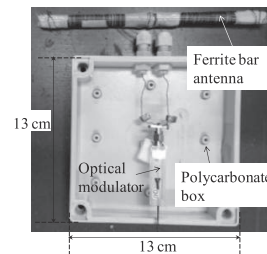


図2:試作プローブ

Length l [cm]	Radius a [mm]	Inductance L [mH]
18	2	0.7
18	3.5	1.6
30	2	1.1

たときの入力インピーダンスである。85 kHz における測定値は $Z_a = 40 - j3 \Omega$ 、 $Z_{in} = 2 \times 10^5 - j2 \times 10^5 \Omega$ である。整合の観点から、図2に示すプローブを試作した。アンテナを誘導性にするためフェライトバーアンテナを用いた。自由空間中におけるフェライトバーアンテナのインダクタンス理論式を以下に示す。 μ_r は比透磁率、 $K_N \approx 1$ である。

$$L = K_N 4\pi^2 \mu_r a^2 \frac{N^2}{l} 10^{-7} \quad (2)$$

損失性媒質中に配置したアンテナのインダクタンス、アンテナ-光変調器間の不整合損およびプローブの受信電力を測定した。インダクタンス測定値を表1に示す。表1、式(2)は、 l, a の変化率が測定値と自由空間中での理論値とおおよそ一致していることを示している。不整合損と受信電力の測定値を表2に示す。フェライトバーを用いること、または、 l, a を増加させることで不整合損、受信電力ともに改善している。ここで、ファントム内の電界を測定するプローブは体のサイズを超える長さにはできないということを考えると、アンテナを誘導性にし、プローブの不整合損および受信電力を改善するにはフェライトを装荷して太くするのが有効であるといえる。

表2:プローブの不整合損および受信電力

Antennas	Geometry	Mismatch loss [dB]	Receiving power [dBm]
Small dipole	$l = 18 \text{ cm}$	30	-74
Ferrite bar antennas	$l = 18 \text{ cm}$ $a = 2 \text{ mm}$	29	-74
	$l = 18 \text{ cm}$ $a = 3.5 \text{ mm}$	25	-73
	$l = 30 \text{ cm}$ $a = 2 \text{ mm}$	27	-72

3. 体内電界強度を用いた体外電界強度の推定法

前章で試作したプローブは体外でも使用可能である。そこで、本章では体外の電界強度から体内の電界強度を推定する手法を構築する。

まず、体外と体内の電界強度を数値的に解明するため、無限長円筒状の損失性媒質内外の電界分布を解析解から計算した。人体を幅40cmの無限長の円筒、入射波を平面波でモデル化した。計算結果を図3に示す。人体程度の導電率(0.8 S/m)では媒質内外の電界分布はほぼ一緒という結果となった。よって、人体を無限長円筒、入射波を平面波で近似すると、体内電界強度は、体外電界強度とほぼ同じとみなせることがわかった。

次に、前章で試作したプローブを用いて体外電界強度を測定する。測定系を図4に示す。送信アンテナは微小ダイポール、人体はNaCl溶液を満たした水槽とした。結果は、0.2 mV/mであった。

これまでに得た、体内内外の電界強度の関係、および体外電界強度測定値から、体内の電界強度は0.2 mV/mと推定した。以上、推定法を構築するこ

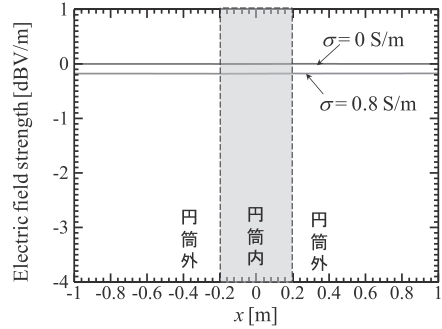


図3:円筒内外の電界分布

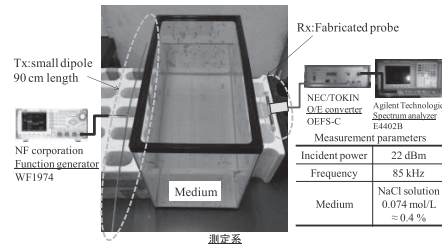


図4:測定系

とができた。

4. まとめ

本論文では、体内低周波電界測定用光変調プローブの高感度化のためのアンテナの設計を行った。アンテナにフェライトバーアンテナを用いることでプローブの不整合損が最大5dB、受信電力が最大2dB向上した。さらに、体外の電界強度の測定値から体内の電界強度を推定する手法の構築を行った。人体を円筒で近似した場合において体外の電界強度から体内の電界強度を推定することができた。

文献

- 1) B. Benhabiles, P. Lacour, M. Pellet, C. Pichot, A. Papiernik, "A study of VLF antennas immersed in sea water: theoretical, numerical, and experimental results," IEEE Antennas and Propagation Magazine, vol. 37, no. 5, pp. 19-29, October 1996.
- 2) T. Campi, S. Cruciani, F. Palandrani, V. De Santis, A. Hirata, M. Feliziani, "Wireless Power Transfer Charging System for AIMDs and Pacemakers," IEEE Trans. Microw. Theory Techn., vol. 64, no. 2, pp. 633-642, Feb. 2016.
- 3) 阿部寛人, 陳強, “光電界センサの高感度化のためのアンテナ設計,” 電子情報通信学会論文誌 B, Vol.J97-B, No.3, pp.1-7, March, 2014.