

体内-体外間の容量結合型無線情報伝送

-模擬生体を用いた減衰特性の実測-

Capacitive-Coupling-Based Information Transmission System

-Measurement of the Attenuation of the Electric Field Strength in the Liquid Biological Phantom-

○吉川秀一(東京理科大学大学院) 京岡政浩(東京理科大学大学院) 柴 建次(東京理科大学)

Shuichi YOSHIKAWA, Graduate school of Tokyo University of Science

Masahiro KYOOKA, Graduate school of Tokyo University of Science

Kenji SHIBA, Tokyo University of Science

Abstract: Capacitive-coupling-based information transmission system is an effective method for transmitting the information from an implantable device to the outside the body. In this study, an experiment of capacitive-coupling-based information transmission in the liquid biological phantom was performed. As a result, it was confirmed that the sine wave from 1 MHz to 10 MHz could transmit through a biological phantom. However, in case of rectangular wave, distortion is measured in the receiving wave. We confirmed that the rectangular wave at 2 MHz could transmit through a biological phantom without distortion by using a prototype low pass filter.

Key Words: Capacitive-coupling, information transmission, biological phantom, filter

1. 緒言

近年、医療機器の発展に伴いペースメーカーや人工心臓などの体内に埋め込む医療デバイスの研究・開発が進められている。これらの体内埋込機器は、体内で得た画像や拍動数などの情報を体外に送る必要があり、体内-体外の情報伝送装置が求められている。従来、体内埋込機器に搭載されているアンテナとしては、数 cm クラスの小型アンテナ⁽¹⁾⁻⁽³⁾が研究されているが、波長の短い GHz 帯がほとんどであり、人体組織の急激な導電率の増加に伴う信号減衰による通信途絶が問題となっている。そこで本方式は、送信電極を介して人体に微弱電流を流すことで、受信電極に電圧を誘起させ通信を行う容量結合型無線伝送を用いたシステムを開発している。導電率の増加に伴う信号減衰が高くない MHz 帯において、体内深部からでも高効率に情報伝送が可能となる利点がある。

本稿では、人体の筋組織の導電率を模擬した NaCl 水溶液中での容量結合型無線情報伝送において、国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP)⁽⁴⁾にて制限値が定められている電流密度の値を越えないレベルでの信号を用いて信号の伝送が行えるかを検討した。

2. 信号減衰率の測定

Fig. 1 (a) のようにステンレス板 (SUS430) とアクリルの板を用いて送信電極を作製した。さらに Fig. 1 (b) のような外径 25 cm, 内径 24 cm, 厚さ 5 mm, 高さ 35 cm の円筒形のアクリルケースを作製し、送信電極に用いたものと同じステンレス板に被膜銅線を取り付けたものを受信電極とし、対面するように円筒の内側に貼り付けた。基本モデルの受信電極の面積 S_2 は、人体に装着しても体動が制限されないとされる最大の寸法である $12 \times 16 \text{ cm}^2$ とした⁽⁵⁾。円筒のアクリルケース内には 2.4 MHz における人体の筋組織の導電率 0.57 S/m を模擬した 0.3 w/v% の NaCl 水溶液で満たし、送信電極が受信電極間の中心になるように固定した。Fig. 2 に測定回路の概要を示す。グラウンドを介しての伝送路を形成させないために、電源にはポータブルバッテリー

(Portable Battery SG-3500, 大自工業株式会社) を用い、信号発信機 (岩崎通信機, SG-4105) から出力された信号を送信電極から NaCl 水溶液を介して受信電極に伝送させた。送信電極入力電流 I_1 を電流プローブ (TEKTRONIX, P6021) を用いて測定し、送信電極入力電圧 V_1 と受信電極につながった 50Ω 抵抗 (一般的な高周波機器の抵抗値⁽⁵⁾) の両端の受信電極入力電圧 V_2 を電圧プローブ (YOKOGAWA, 700960) を用いて測定し、デジタルオシロスコープ (横河電機株式会社, DL1620) に表示させた。送信信号には正弦波を用いた。入力電流の振幅を送信電極の面積で割った値を電流密度の値とし、各周波数ごとに電流密度の職業的曝露の制限値以下になるように信号発信機の出力電圧を調整した。

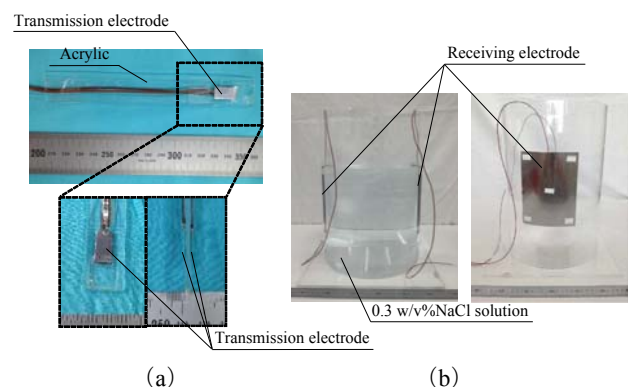


Fig. 1 (a) Transmission electrode, (b) Receiving electrode.

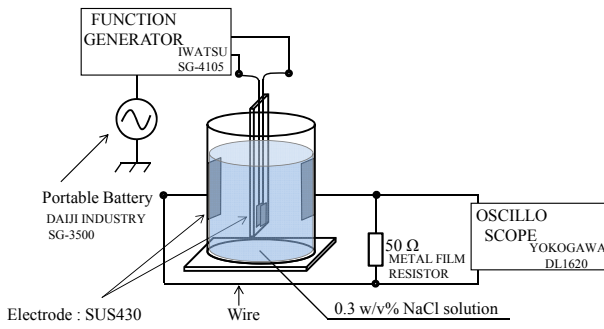


Fig. 2 Overview of the measurement circuit.

2-1 送信電極の電極間距離 d の検討

送信電極の面積 S_1 を $1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$ に、受信電極の面積 S_2 を $16 \times 12 \text{ cm}^2$ に固定し、送信電極間の距離 d を 13 mm, 5 mm, 2 mm, 1 mm まで変化させ、2, 5, 7.5, 10 MHz における V_1, V_2 を測定した。送信電極間距離 d は、厚さの異なるアクリル板に送信電極を固定することで変化させた。Table 1 に送信電極への入力電流を示す。

送信電極間距離 d 変化時の送信電極入力電圧 V_1 と受信電極入力電圧 V_2 の比 V_2/V_1 との関係を Fig. 3 に示す。

V_2/V_1 は値が大きいく程、減衰の少ない測定が行えていることを表すパラメータであり、周波数が高いものほど、 V_2/V_1 の値は大きくなっている。送信電極間距離 d の大きさによって V_2/V_1 の値は若干変動するが、測定誤差によるものであると思われる、 V_2/V_1 の値はほぼ横ばいであるといえる。また d が 1 mm のものは波形にノイズが乗り易いことがわかった。これは電極間の距離が近いために電極間で静電結合していることが原因だと考えられる。体内に埋込むことを考慮すると送信デバイスは小型なものが望ましく、ノイズにも強いという観点から、送信電極間距離 d は 2 mm が最適値であるとした。

Table 1 Limit level of the current density in the occupational exposure. ($S_1 = 1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$)

Frequency [MHz]	Input Current (Root-Mean-Square value) [mA]
2	2.56
5	6.40
7.5	9.60
10	12.8

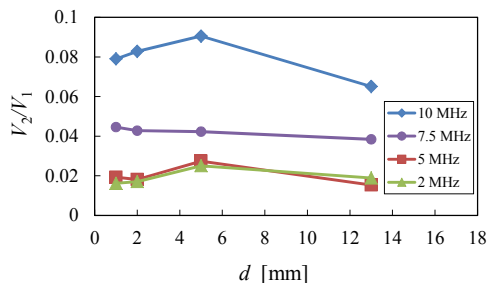


Fig. 3 The input and output voltage ratio V_2/V_1 as a function of distance between the transmission electrode d .

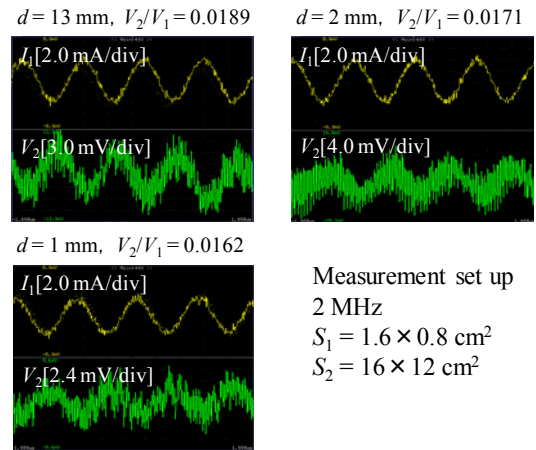


Fig. 4 Wave form.

2-2 送信電極の面積 S_1 の検討

電極間距離 d を 2 mm に、受信電極の面積 S_2 を $16 \times 12 \text{ cm}^2$ に固定し、送信電極の面積 S_1 を $1.6 \times 1.6 \text{ cm}^2, 1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2, 1.6 \times 0.4 \text{ cm}^2$ まで変化させた。 S_1 を変える毎に ICNIRP の職業的曝露の制限値から算出した送信電極への入力電流を信号発信機の実出力電圧を変えることで制御し、2, 5, 7.5, 10 MHz における V_1, V_2 を測定した。

送信電極の面積 S_1 変化時の V_2/V_1 との関係を Fig. 5 に示す。周波数が高いほど減衰の少ない伝送が行えており、送信電極の面積 S_1 によってはあまり信号は減衰しないことがわかった。2 MHz の S_1 が $1.6 \times 0.4 \text{ cm}^2$ の点において、 V_2/V_1 の値が若干大きくなっているが、受信電極に入る信号がノイズに埋もれていることによると考えられる。2 MHz でも安定した測定が行えた $1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$ を送信電極の面積 S_1 の最適値とした。

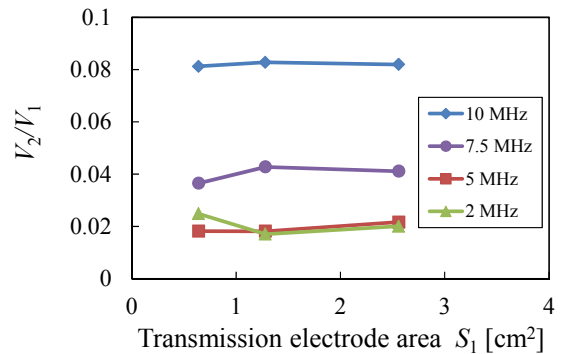


Fig. 5 The input and output voltage ratio V_2/V_1 as a function of transmission electrode area S_1 .

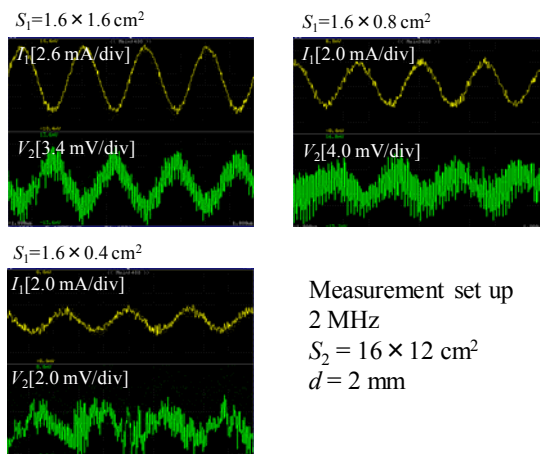


Fig. 6 Wave form.

2-3 受信電極の面積 S_2 の検討

電極間距離 d を 2 mm に、送信電極の面積 S_1 を $1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$ に固定し、受信電極の面積 S_2 を $16 \times 12 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$, 2×2 , $1 \times 1 \text{ cm}^2$ まで変化させ、2, 5, 7.5, 10 MHz における V_1 , V_2 を測定した。

受信電極の面積 S_2 変化時の V_2/V_1 との関係を図 7 に示す。受信電極の面積 S_2 が大きいほど減衰の小さい測定ができることがわかった。さらに受信電極の面積 S_2 に依らず、約 6 MHz で V_2/V_1 のピークが出ていることがわかった。

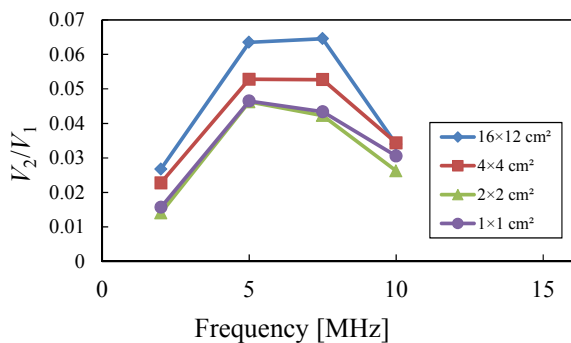


Fig. 7 The input and output voltage ratio V_2/V_1 as a function of transmission electrode area S_2 .

2-4 最適電極サイズにおける周波数特性の測定

送信電極の面積 S_1 を $1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$ に、受信電極の面積 S_2 を $16 \times 12 \text{ cm}^2$ に、送信電極間距離 d を 2 mm に固定し、2 MHz から 10 MHz まで周波数を変化させたときの V_1 , V_2 を測定した。

周波数変化時の V_2/V_1 との関係を図 8 に示した。測定結果より 6.5 MHz で共振のピークが出ることがわかった。実験で用いた受信電極につながるワイヤの長さ 150 cm では、この周波数において受信電極につながるワイヤのインダクタンス成分と液体模擬生体のキャパシタンス成分で共振していると考えられる。

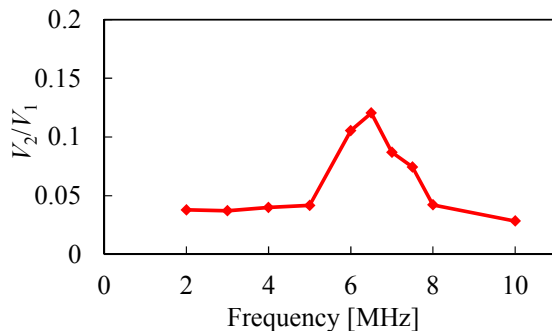
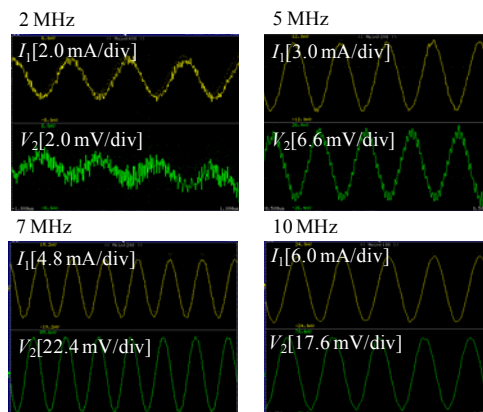


Fig. 8 Frequency properties.



$S_1 = 1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$, $S_2 = 16 \times 12 \text{ cm}^2$, $d = 2 \text{ mm}$

Fig. 9 Wave form.

3. ローパスフィルタによる歪の除去

電磁生体影響のない振幅レベルの正弦波と矩形波を入力信号としたときについて、2 MHz におけるローパスフィルタを作製し、信号の歪の除去を試みた。ローパスフィルタにはオペアンプ AD817ANZ (Analog Devices) を用いた。Fig. 11 (a), (b) にローパスフィルタを挿入していないときの正弦波と矩形波の I_1 と V_2 を、(c), (d) にローパスフィルタを挿入したときの正弦波と矩形波の I_1 と V_2 ををそれぞれ示す。上段と下段の比較により、明らかにローパスフィルタによる波形の歪の除去が行えていることが確認できた。

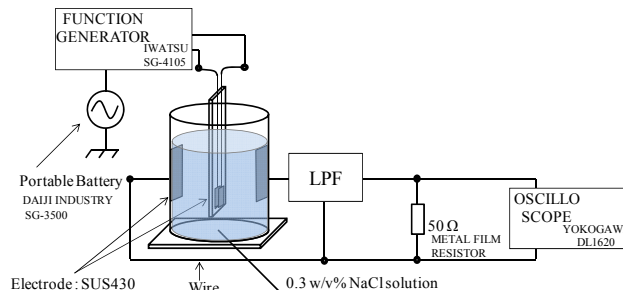


Fig. 10 Low Pass Filter

スからの無線情報伝送方法の検討”, 平成24年日本AEM学会, Vol. 20, No.1, pp.97-105, 2012.

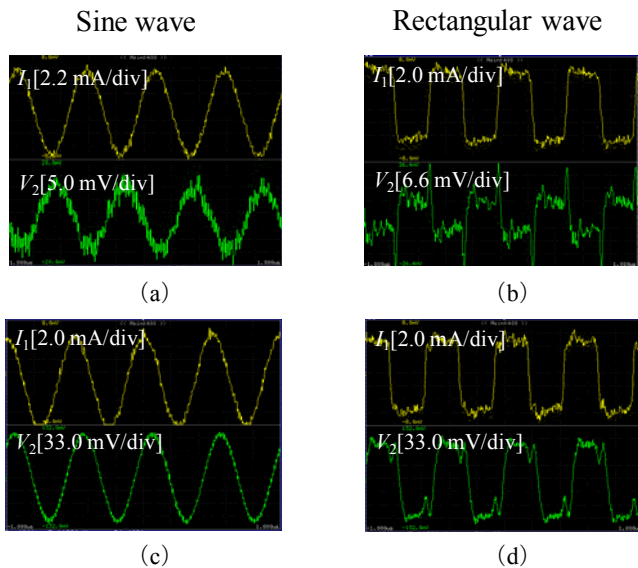


Fig. 11 (a)-(b) Input current and output voltage without low pass filter. (c)-(d) Input current and output voltage with low pass filter.

4. 結言

本稿では人体の筋組織の導電率を模擬した NaCl 水溶液中での容量結合型無線情報伝送において、電磁生体影響のない振幅の信号を用いて正弦波、矩形波を伝送できるか実験的に検討した。人体に埋め込むことを考慮すると、送信電極は小型なものが望ましい。実験結果より、送信電極の面積 S_1 の最適値は $1.6 \times 0.8 \text{ cm}^2$ 、送信電極間の距離 d の最適値は 2 mm となった。受信電極の面積 S_2 は大きいほど減衰の少ない測定ができたため、人体に装着しても体動が制限されないと思われる最大の寸法である $16 \times 12 \text{ cm}^2$ が最適値となった。また、試作したローパスフィルタを挿入することで、出力電圧波形に見られた高周波の歪みを、波形から除去できることを確認した。電極につながるワイヤのインダクタンス成分と模擬生体のキャパシタンス成分で共振することを確認したため、今後検討していく。

参考文献

- (1) H. Mizuno, M. Takahashi and K. Saito, "A Helical Folded Antenna for Implantable Communication Device", Proc. 40th Antennas and Propagation Society International Symposium, pp. 1-4, 2010.
- (2) Raul Chavez-Santiago, Ilangoko Balasingham, Jacob Bergsland, Wasim Zahid, Kenichi Takizawa, Ryu Miura and Huan-Bang Li, "Experimental Implant Communication of High Data Rate Video Using an Ultra Wideband Radio Link", 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Japan, pp.5175-5178, 2013.
- (3) Kasun M.S.Thothahewa, Jean-Michel Redouute, and Mehmet R.Yuce, "Electromagnetic and Thermal Effects of IR-UWB Wireless Implant Systems on the Human Head", 35th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Japan, pp.5179-5182, 2013.
- (4) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and Electromagnetic fields (up to 300 GHz), pp.0-43, 1998.
- (5) 柴建次, 榎直通, "体内深部に埋めた医療電子デバイ