

体内埋込小型医療機器への容量結合型ワイヤレス電力伝送

- 受電電圧測定方法の検討 -

Wireless energy transmission using capacitive coupling to implantable small medical device:

Investigation of measurement method of receiving voltage

柴 建次 (東京理科大学基礎工学部)

Kenji Shiba, Dept. of Applied Electronics, Tokyo University of Science

Abstract: We propose a capacitive coupling energy transmission method for an implantable medical device placed deep inside the body. In this study, investigation of a method for measurement of receiving voltage was conducted, when electrical energy is transmitted from the surface of a human body phantom to an implantable device inside the phantom. Three types of voltage probes were used for this measurement. An error rate below 0.4% of the receiving voltage could be obtained in the experiments, when a differential type voltage probe was used.

Key Words: capacitive coupling, energy transmission, voltage probe, common mode

1. はじめに

近年、埋込型人工心臓、カプセル内視鏡、埋込型の癌検出センサ、埋込型の血圧センサ等、体内に埋め込む様々な小型医療機器が開発されている。これらは、いずれも駆動用に電気エネルギーを用いるため、何らかの電力供給方法が必要となる。その中でも我々は、体表面に貼り付けた2枚の送電電極と、体内埋込機器に貼り付けた2枚の受電電極を、100k~数 MHz の電流を人体に流して、ワイヤレスで体外から体内に電力伝送する方法(容量結合型電力伝送)¹⁾の研究を行っている。受電電極は2枚の導体板で構成されるため体内埋込医療機器のケースと一体化して用いることができ、受電部の体積がほとんど不要である。このため、小型化が強く要求される体内埋込機器にとって優れた方式である。また、送電電極と受電電極を用いて、体内・体外間のワイヤレス通信²⁻⁴⁾を行うことも可能になっている。

従来までに、模擬生体を用いた試作機において、受電電圧の測定を行ってきたが、測定結果が測定機器によって変化してしまうという問題があった。そこで、今回、測定機器の電圧プローブに注目し、測定方法の見直しを行ったので報告する。

2. 容量結合型ワイヤレス電力伝送システム

容量結合型ワイヤレス電力伝送システムのブロック図を Fig.1 示す。送電電極2枚を体表面に貼り付け、そこに高周波電流を流す。体内埋め込まれた体内埋込機器の表面には受電電極が貼り付けてあり、そこに無線で電力を伝送する。人体には高周波電流が流れるが、生体に安全な範囲内の電流で伝送を行う。

3. 受信電圧の測定回路

ファンクションジェネレータ (Agilent, 33522A) からの正弦波出力を、高速バイポーラアンプ (NF, HSA4101, 10MHz) で増幅し、送電電極に印加した。送電電極は、10cm × 8cm のステンレス製 (SUS316L) を2枚とし、直径25cm のアクリル製円柱水槽の内面に貼り付けた。アクリル製円柱水槽の中には、4MHz の高周波電流で測定した際の筋の導電率を模擬した NaCl 水溶液(0.58 S/m)を入れ、この NaCl 水溶液中に、2枚の受電電極 (2cm × 2cm) を取り付けアクリル容器 (幅 5.5cm × 奥行 2.0cm × 高さ 7.5cm) を浸漬させた。このアクリル容器は、体内埋込機器を模擬してお

り、2枚の受電電極には 1k の負荷抵抗 (金属被膜抵抗, 1/8W, KOA) を接続した。負荷抵抗の端子間電圧 (実効値) を受電電圧として測定した。

Fig. 2 に測定機器を示す。送電電極入力電流と送電電極入力電流は、オシロスコープ1 (Agilent, DSO-X 2002A, 70MHz) に、電圧プローブ (N2862B, 150MHz) 及び電流プローブ (Tektronics, P6022) を接続して測定した。受電電圧は、オシロスコープ2 (Agilent, DSO-X 3014A) で測定し、電圧プローブには容量の異なる受動プローブ (プローブ A, B) と、差動プローブ (プローブ C) を用いた。

なお、ファンクションジェネレータ、アンプ、オシロスコープ1の電源の3極プラグ (3P プラグ) は、実験室壁面のコンセントに接続した。オシロスコープ2の3極プラグは、実験室壁面のコンセントに接続した場合と、無停電電源 (APC Smart-UPS 1000, 壁面のコンセントに接続してい

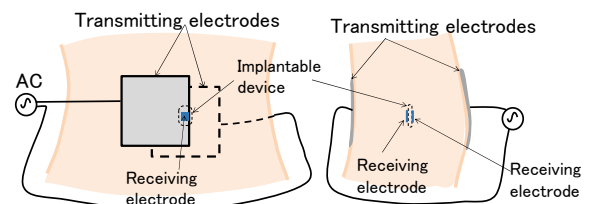


Fig. 1 Wireless energy transmission system using capacitive coupling

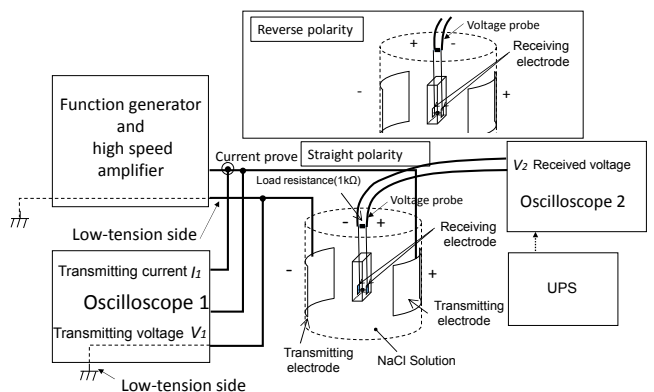


Fig. 2 Measurement circuit of received voltage

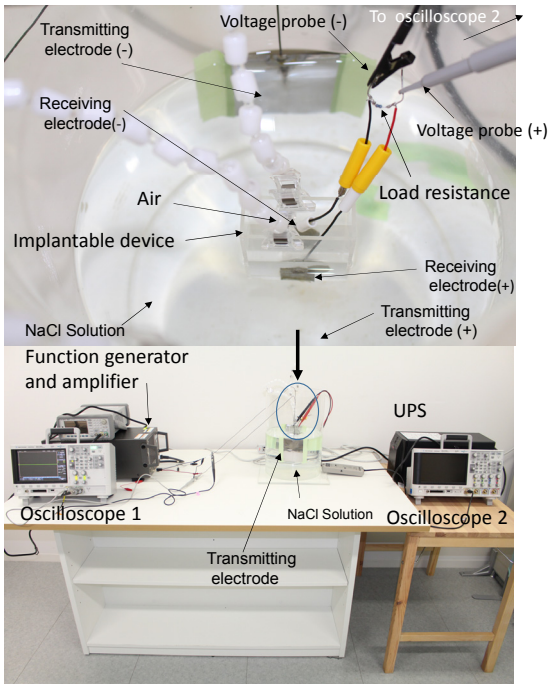


Fig. 3 Prototype wireless information transmission system using capacitive coupling.

Table 1 Specification of the voltage probe of oscilloscope 2

Model	3P plug of the oscilloscope 2	Voltage probe type	Voltage probe name and impedance
1	Connect to wall outlet	Passive	Probe A 10M//9.5pF
2	Connect to UPS (not connect to wall outlet)		Probe B 10M//15pF
3			Probe C 8M//8pF
4		Differential	

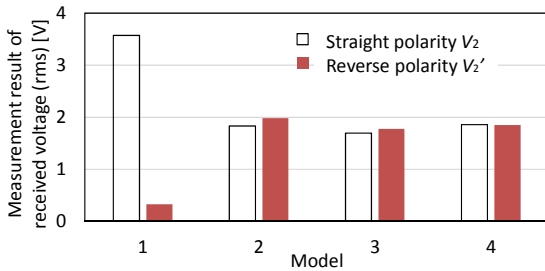


Fig. 4 Measurement result of received voltage when voltage probe was inverted.

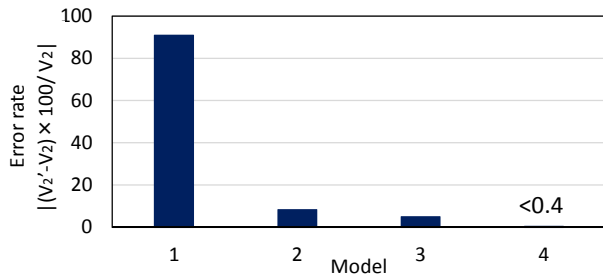


Fig. 5 Measurement result of error rate of the received voltage.

ない)に接続し無停電電源から駆動電力を得た場合について、実験を行った。また、受電電圧測定用の電圧プローブにおける正極性、逆極性の定義を Fig. 2 に図示する。実験の様子(正極性接続)を Fig. 3 に示す。

従来の受電電圧の測定結果は、電圧プローブの極性を変化させると、受電電圧の値が変化してしまつた。差が生じた原因として、オシロスコープ2に用いる電圧プローブやオシロスコープ2の電源用3極プラグの接続方法が原因ではないかと考え、これらを変化させた場合の受電電圧の測定を行った。Table 1に、これらの組み合わせを示す。Model 1は、オシロスコープ2の3極プラグを実験室壁面のコンセントに接続し、probe Aの受動プローブで測定している。また、Model 2-4は、無停電電源(APC Smart-UPS 1000、壁面のコンセントに接続していない)に接続し、probe A-Cで測定している。なお、送電電極への入力電流と伝送周波数は、それぞれ500mA、4MHz一定とした。

4. 結果及び考察

電圧プローブの受信電圧(実効値)の測定結果を Fig. 4に示す。Fig. 4より、Model 1は正極性と逆極性の受電電圧の差が、3V以上もあることがわかる。オシロスコープ1とオシロスコープ2の間に共通モード電流が流れてしまったと考えられる。

正極性及逆極性の受電電圧の差を、正極性の受電電圧で割った値(誤差率)を Fig. 5に示す。Fig. 5より、Model 2-3は正極性と逆極性の測定値の誤差が、5-8%程度存在した。正極性の測定電圧は、Model 2の方がModel 3よりやや小さくなった。Model 4は、誤差が0.4%以下と極めて小さくなった。Model 2-3が通常の電圧プローブであるのに対して、Model 4は差動プローブを用いたためと思われる。Model 4の差動プローブにおいて、共通モード電流がなくなり、正確な測定ができているものと思われる。

5. まとめ

体外から体内への容量結合型ワイヤレス電力伝送について受電電圧測定を行った。受電電圧測定用のオシロスコープの電圧プローブを変えて測定を行ったところ、差動プローブを用いたModel 4において、誤差が極めて小さい安定した測定を行うことができた。Model 2-3において、誤差が生じた原因については今後検討していく。

本研究の一部は、文科省科学研究費補助金(課題 No. 10343112)により行われました。

参考文献

- (1) K.Shiba, N.Enoki, Capacitive-coupling-based information transmission system for implantable devices: Investigation of transmission mechanism, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and System*, Vol.7, No.5, pp.674- 681, 2013.
- (2) 日経エレクトロニクス, 容量結合による体内-体外間通信技術, P.47, 2014年1月20日.
- (3) 石渡, 吉川, 京岡, 橋本, 柴: 体内深部-体外間の容量結合無線情報伝送~空气中及び液体模擬生体中における電圧利得特性の評価~, 電子情報通信学会技術研究報告, 高信頼制御通信, Vol. 114, No.60, pp.9-12, 2014.
- (4) 柴, 岩下, 石渡, 原, 坪木, 伊藤: 体内-体外間容量結合型ワイヤレス情報伝送システム - デジタル通信回路の開発 -, LIFE2015, 2015.