

機関番号：32660

研究種目：若手研究 B

研究期間：2008～2010

課題番号：20760185

研究課題名（和文） 生体安全性を考慮した容量結合による新しい非接触電力伝送システムの設計・開発

研究課題名（英文） Design and development of newly wireless energy transmission system using capacitive coupling considering the biological effect

研究代表者 柴 建次 (KENJI SHIBA)

東京理科大学基礎工学部・准教授

研究者番号：10343112

研究成果の概要（和文）：

本研究では、人体表面に電極を貼りつけて用いる非接触電力伝送システムを提案する。日本人成人男性の 34 組織人体モデルの体表面に、送電電極を設置し、人体モデルの腹部深部に埋込型機器を設置した。電磁界解析により、埋込型機器の受電電力を求めた。その結果、最大受電電力は、周波数 40 MHz 以上で 2 mW 程度であることがわかった。以上より、このシステムにより、消費電力の小さい埋込型小型医療機器への電力伝送が可能であることが確認された。

研究成果の概要（英文）：

The propose of this study is developing a wireless energy transmission system whose electrodes can be attached to the human body surface. The transmitting electrode was attached to a human model of 34 tissue of a Japanese adult male. Then, by performing electromagnetic analysis, we estimated the receiving power of an implantable device placed in the deep abdominal area (bone, muscle, and fat) of the model. We found the maximum receiving power to be 2 mW over 40 MHz. This system can electric power transmission power to small implantable medical devices of low power consumption.

交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
20 年度	1,000,000	300,000	1,300,000
21 年度	1,000,000	300,000	1,300,000
22 年度	1,200,000	360,000	1,560,000
年度			
年度			
総計	3,200,000	960,000	4,160,000

研究分野：電気電子工学

科研費の分科・細目：電力工学，電力変換，電気機器

キーワード：電気機器

1. 研究開始当初の背景

近年、治療や検査の一手段として体内に埋め込む小型医療デバイスが増えてきている。例えば、埋め込み型医療機器である、脳深部刺激装置、カプセル内視鏡、心臓ペースメーカ、埋込型除細動器は、電気エネルギーを使

って動作するものであり、現在は電池で動作している。しかしながら、どの装置も埋込型装置であるため、電池を交換する際に、手術により取り出しが必要になってしまい、患者への負担が大きく、問題となってくる。そのため、非接触電力伝送技術が必要になってく

る。しかし、これら電磁誘導を用いたエネルギー伝送方式 5) では、電力伝送用コイルの周辺しかエネルギーを伝送できないため広範囲の部位を対象とした電力供給が難しい。そのため、例えば、人体のあらゆる場所に分散して埋め込むことを想定した場合には、いくつもの電力伝送用コイルが必要になってしまう。

2. 研究の目的

ここでは新しく容量結合を用いた非接触電力伝送方式を提案し、1組の電極で広範囲の部位の電力伝送を行えるシステムを開発する。

3. 研究の方法

(1) 実測

提案した容量結合型電力伝送の受電電力の測定方法として、高周波電力計を用い、反射電力と進行電力に分けた測定を行うことで、測定ケーブルへの反射の影響を取り除いた正確な受電電力の測定を行った。

(2) 解析

①電磁界解析モデル

有限差分時間領域法 (FDTD 法) と境界条件本研究では、電磁界解析ソフト SEMCAD X Var. 14.4 を使用し、FDTD 法による解析を行った。電磁界解析モデルを図1に示す。図1の人体モデルは、NICT が提供する日本人成人男性の平均値で作成した MRI ベースの数値人体モデルを、電磁界解析用に加工したモデルである。送電電極は、体表面に貼り付け、受電電極は、体内に埋め込んだ医療機器に貼り付けられている。

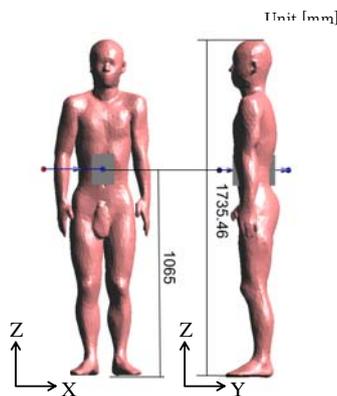


図1 電磁界解析モデル

((a) 受電電極 (b) 送電電極)

人体モデルの電気的パラメータ (導電率, 比誘電率) は、IFAC が公表している値を使用した。

②電磁界の生体影響の基本制限

電磁界の生体影響には、比吸収率 (SAR) があり、一定時間にキログラム当たり何ワットのエネルギーが熱として吸収されるかの指標となる。これらは、国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP) により、電磁界の生体影響の基本制限が周波数ごとに定められており、SAR 値が基本制限を越えてしまうと、全身の熱ストレスおよび過度な局所加熱をひき起こしてしまう。そのため、本研究では、送電電極入力電力を調節することで、局所 SAR (10g 平均) と全身平均 SAR の2つの制限以下になるようにした。

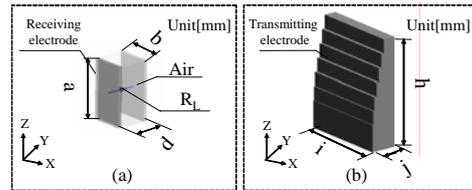


図2 送受電電極

③送電電極面積変化における受電電力の解析

電磁界解析によって送電電極面積を変えた場合の受電電力について解析する。送受電電極の寸法は、図1に示したモデルを使用する。送電電極面積は、表3のように変化させ、受電電極面積は、面積 = 1200 mm² に固定し解析を行う。最大局所 SAR, 全身平均 SAR の条件をすべて満たすように入力電流を調節する。最大局所 SAR (10g 平均) は、ICNIRP が提唱する制限値 10 W/kg に一定となるような値をとっている。全身平均 SAR は、送電電極面積を大きくすると増加しているが制限値 0.4 W/kg 以下であるので、人体への影響に問題は無いことを確認している。

表3 各送電電極の面積 S_i

Transmitting electrodes	Area [mm ²]	h [mm]	i [mm]	j [mm]
T1	2500	50	50	35
T2	10000	100	100	35
T3	12000	100	120	35
T4	16800	140	120	35
T5	19200	160	120	35

④受電電極面積変化における受電電力の解析

受電電極面積を変えた場合の受電電力を電磁界解析によって算出する。送電電極面積は縦 h : 160 mm × 横 i : 120 mm = 19200 mm² に固定し、受電電極面積を表4のように変化させた。受電位置は、送電電極と受電電極間の中間 (伝送距離 91.5-93 mm) に埋め込んだ。人体モデルのセル分割を、X軸: 153 × Y軸: 190 × Z軸: 130 = 3.7791 Mcells とした。さらに、全身平均 SAR, 最大局所 SAR の条件をす

べて満たすように入力電流を調節した。

表4 各受電電極の面積

Receiving electrodes	Area [mm ²]	a [mm]	b [mm]	d [mm]
R1	25	5	5	10
R2	100	10	10	10
R3	200	20	10	10
R4	600	20	30	10
R5	900	30	30	10
R6	1200	40	30	10

4. 研究成果

(1) 実測結果

結果、受電電力は 29.9mW であり、受電部の位置や向きが変化しても、常に安定した効率が得られることが明らかになった。試作した実測装置を図2に示す。例えば、伝送距離を10倍程度長くした場合の受電電力については、電磁誘導方式が0.005倍になるに対し、提案する容量結合方式では0.2倍程度となり、減衰率が小さいことを確認した。

ただし、測定においてはどうしても誤差が大きくなり、解析結果との不一致が問題となっていた。この原因を追及したところ、受電電力を測定するケーブルが受電アンテナになっている可能性が高いことがわかってきた。そこで、測定を正確に行うため、受電電極に直接付けられ、電力が測定できるものを開発した。受電電力をLEDの輝度に変換し、この輝度を絶縁して測定することで、受電電力を正確に測定する装置である。本容量結合方式と、このLEDを用いた測定方法の2種類において、特許(特願2008-298816)を出願している。この測定システムの概略図を図3に示す。

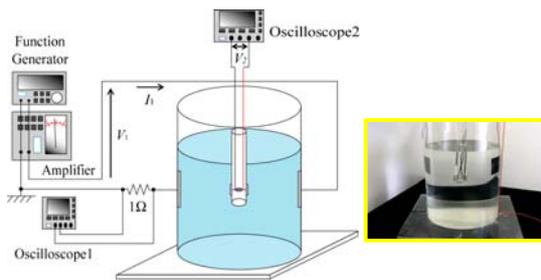


図2 受電電力の測定装置

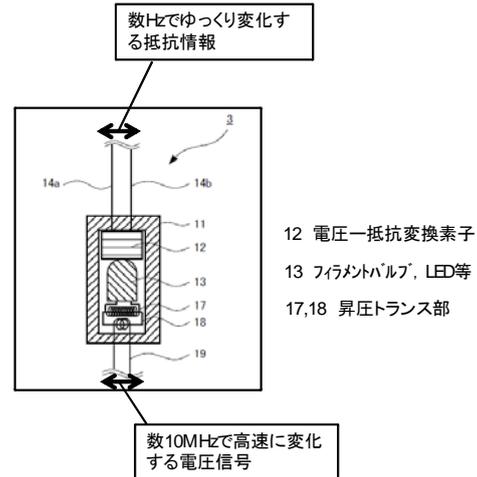


図3 電力の測定方法

4.2 解析

図4に、各送電電極面積における送電電力を示す。送電電力は、送電電極面積を大きくすると増加することがわかる。最小面積 = 2500 mm²の送電電力は4.04 Wであり、最大面積 = 19200 mm²は16.1 Wであった。

図5に送電電極面積の変化による受電電力についての結果を示す。最大受電電力は、面積 = 19200 mm²で15.8 mWである。図4より、受電電力は送電面積と比例関係はなく、受電面積の増加に伴って飽和してきていることが確認できる。この原因として、送電電極面積の増加とともに、受電電極との距離が遠くなってしまい、その分、送電電極から放射された電力が人体組織に吸収されたためと考えられる。

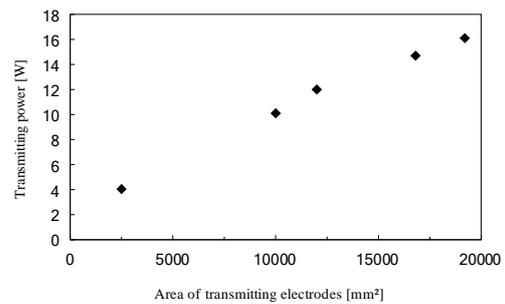


図4 送電電極面積と送電電力の関係

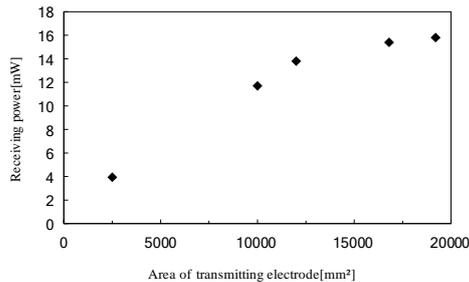


図5 送電電極面積と受電電力の関係

図6に、受電電極面積を変化させたときの受電電力の結果を示す。受電面積 = 1200 mm²において最大受電電力 15.8 mWの電力供給が可能であり、最小面積 = 25 mm²において受電電力 0.33 mWの電力伝送が確認できた。また、図6に単位面積あたりの受電電力を点線で示す。単位面積あたりの受電電力は、面積 100 mm²で最大値 19.4 μW/mm²を得ており、最適な受電面積が存在することが明らかになった。

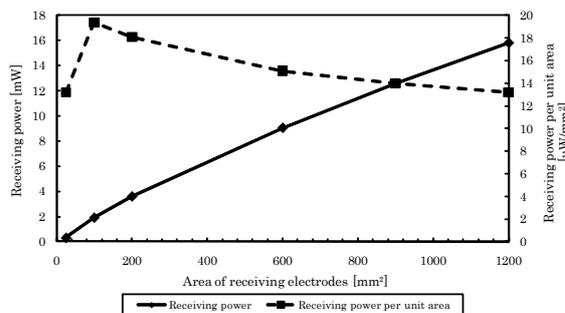


図6 受電電極面積 S_r と受電電力の関係

これらの結果より、

- ・送電電極面積を変えた場合に、小面積の電極ほど、局所 SAR が大きくなり、基本制限により送電電力が小さくなる。

- ・受電電極面積を変えた場合は、面積変化における SAR の変化が見られず、生体影響に問題がない、等がわかった。さらに、いかにして、局所 SAR を小さくするかという課題について、現在は取り組んでおり（特許申請があるので明記できないが）、有用な結果が出始めている。

5. 主な発表論文等

（研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線）

〔雑誌論文〕（計2件）

種田 敦, 柴建次, 体内埋込型小型医療機器のための容量結合型非接触電力伝送 - 送受電電極面積と受電電力の関係 -, 電気学会リニアドライブ研究会, 査読無, 2010,

丸山 大海, 檜垣 直哉, 柴建次, 体内埋込型小型医療機器を対象とした容量結合型非接触エネルギー伝送-最大受電電力の解析-, 電子情報通信学会技術研究報告 アンテナ・伝搬 (AP2009-177), 査読無, 2010, 123-127

〔学会発表〕（計1件）

種田 敦, 柴建次, 体内埋込型小型医療機器のための容量結合型非接触電力伝送 - ボールス濃度と受電電力の関係 -, ライフサポート学会第20回フロンティア講演会, 2011年3月5日, 東京電機大学神田校舎

柴建次, 丸山大海, 高周波電流による体内埋込型医療機器への無線電力伝送 - 受電電力とSAR, 電流密度の解析 -, 生活生命支援医療福祉工学系学会連合大会, 2010年9月18日, 大阪大学基礎工学部

柴建次, 丸山大海, 檜垣直哉, Energy Transmission for Implantable Medical Devices Using Capacitive Coupling, 第49回日本生体医工学会大会, 2010年6月25日, 大阪国際交流センター

丸山 大海, 平野 陽豊, 檜垣 直哉, 柴建次, 容量結合を利用した体内埋込型小型医療機器用非接触電力伝送 - 最適な伝送周波数の検討 -, 第7回生活支援工学系学会連合大会, 2009年9月25日, 高知工科大学

丸山大海, 平野陽豊, 柴建次, 辻敏夫, 容量結合方式による体内埋込型医療機器用非接触エネルギー伝送システムの設計, 第41回日本人間工学会中国・四国支部大会, 平成20年11月22日, 県立広島大学

〔図書〕（計1件）

柴建次, 他42名, エヌ・ティー・エス, ワイヤレス・エネルギー伝送技術の最前線, 2011, pp.323-331

〔産業財産権〕

○出願状況（計2件）

名称：非接触電力伝送システムおよび電子装置

発明者：柴建次

権利者：東京理科大学

種類：特許

番号：特願 2008-285998

出願年月日：2008年11月6日

国内外の別：国内

名称：高周波電流電圧測定用フォトカプラ及びこれを用いた測定装置
発明者：柴建次
権利者：東京理科大学
種類：特許
番号：特願 2008-298816
出願年月日：2008年11月21日
国内外の別：国内

○取得状況（計0件）
審査中

〔その他〕
ホームページ等
<http://www.rs.noda.tus.ac.jp/shibalab/index.html>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

柴 建次 (KENJI SHIBA)
東京理科大学基礎工学部・准教授
研究者番号：10343112

(2) 研究分担者

なし

(3) 連携研究者

なし