

令和 5 年 10 月 26 日現在

機関番号：37114

研究種目：基盤研究(C)（一般）

研究期間：2018～2020

課題番号：18K12048

研究課題名（和文）革新的生体サンドイッチ方式無線電力伝送による生体情報センシングシステムの開発研究

研究課題名（英文）Development and research of an innovative biological information sensing system by the sandwich wireless power transfer.

研究代表者

池田 哲夫（Ikeda, Tetsuo）

福岡歯科大学・口腔歯学部・教授

研究者番号：60585701

交付決定額（研究期間全体）：（直接経費） 3,300,000円

研究成果の概要（和文）：サンドイッチ送電方式では電気抵抗50Ω、25cm幅の生体を挟み込んだ電極間に500Vの電位差かけた際、1cm²あたり2Ω、20Vの電位差を生じ、ここに抵抗1Ω以下で電極間が1cmのインプラント電子回路を設置すると、回路の電極間には20Vの電位差を生じることとなり、回路に電流が発生した。受電電極に供給される電力量は送電される電力量以外に、体内受電電極間距離、体内受電電極面積、体内受電電極の生体内深度に比例して増加する結果となり、体内受電電極の面積を100mm²とし50mm以上の間隔で、生体の50mm以上の深部に留置する、ことにより10mW以上の受電力量を取得可能であった。

研究成果の学術的意義や社会的意義

本研究開発技術が確立すれば、人工内耳、人工網膜など生体内に留置し、生体深部の情報をセンシング可能な電子機器から電源供給ケーブルやバッテリーを取り除き、センサーを小型軽量化することにより、生体の適切な部位での情報センシングを可能とすると同時にセンシングデータの無線による対外への転送をも可能とするケーブル、バッテリーレス生体情報センサシステムが可能となる。センシングデバイスにバッテリーを搭載する必要がなく、データ通信も含め、必要な時に必要なだけセンシングするという極めて合理的なセンシングデバイスが実現する。

研究成果の概要（英文）：In the sandwich power transmission method, when a potential difference of 500 V is applied between electrodes with an electric resistance of 50 Ω and a width of 25 cm, a potential difference of 2 Ω and 20 V is generated per 1 cm², and an implant electronic circuit with a resistance of 1 Ω or less and a distance of 1 cm between electrodes is generated. When installed, a potential difference of 20V was generated between the electrodes of the circuit, and a current was generated in the circuit. In addition to the amount of power transmitted, the amount of power supplied to the power receiving electrode increases in proportion to the distance between the power receiving electrodes in the body, the area of the power receiving electrode in the body, and the depth of the power receiving electrode in the body. It was possible to obtain a power reception amount of 10 mW or more by placing it in a deep part of the living body of 50 mm or more at an interval of 50 mm or more with 100 mm².

研究分野：医工学

キーワード：体内無線電力伝送 生体情報センシング インプラント機器 サンドイッチ方式

1. 研究開始当初の背景

我々は2015年から生体内無線電力伝送技術の開発に取り組んでおり、周波数350~500kHzのラジオ波を生体深部にまで安全に無線電力伝送させるサンドイッチ式生体内無線電力伝送方法を開発し、大動物の実験において胃内に留置したLEDを安定的に体外から電力を供給し発光させることに成功した。

2. 研究の目的

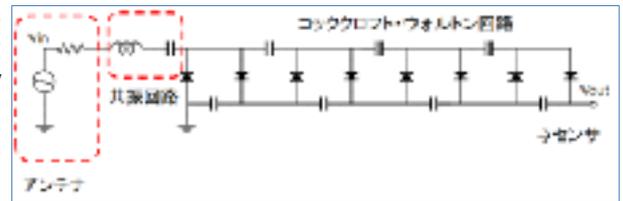
人工内耳、人工網膜を始め、生体内に留置し、生体深部の情報をセンシング可能な電子機器の開発が進んでいるが、これらのセンサーから電源供給ケーブルやバッテリーを取り除き、センサーを小型軽量化することにより、生体の適切な部位での情報センシングを可能とすると同時にセンシングデータの無線による対外への転送をも可能とするケーブル、バッテリーレス生体情報センサシステムを開発することを目的とする。【得られる効果】超小型センシングデバイスの大きな課題は、デバイスへの電力供給と、デバイスからのデータ通信方法である。本研究開発技術が確立すれば、センシングデバイスにバッテリーを搭載する必要がなく、データ通信も含め、必要な時に必要なだけセンシングするという極めて合理的なセンシングデバイスが実現する。

3. 研究の方法

- 平成30年度：体内に留置されたバイタルセンサに電源を供給する技術の確立

共振・増幅・整流回路の概略図を図に示す。低周波治療機器の両極の패드によるサンドイッチ給電により

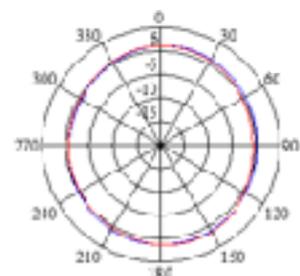
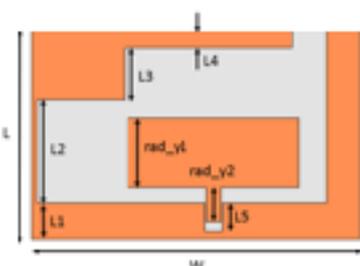
受信されるエネルギーは交流であり微弱のため、デバイスを駆動させるためには昇圧・整流する必要がある。そこで、直列共振回路を導入する。本回路により { (周波数) × (コイルの値) / 2π / (アンテナの抵抗) } 倍電圧出力を得る予定である。直流出力部に電気二重層型スーパーキャパシタを接続し、圧力センサ及び温度センサの駆動電力、および無線データ転送用の電力として100mWを蓄える。(金谷、池田)。高周波治療機器等の標準出力を受電し、圧力センサ及び温度センサの駆動電力、および無線データ転送用のとして、電圧3.3V、100mWの受電を実現する。



2.4GHz帯無線通信規格であるBluetooth回路（送信出力30mW）により人体外部のデータ転送を行う。アンテナの材料としてTaconnic社のフレキシブル基板を使用する予定である。本基板高周波特性に優れている（比誘電率 = 3.0、誘電損失 = 0.01）。フィルム厚は0.254mmである。以下、予備的に設計したアンテナの設計結果を示す。図6はフィルムアンテナの設計レイアウトである。2.4GHz帯の無線LAN、またはBlueTooth用電磁波を通信に用いるとすると、アンテナサイズはL=12mm、W=19mmとなる。本アンテナはフレキシビリティがあるので図7のように湾曲して使用することができ、バイタルセンサ用アンテナの候補として、もっとも可能性がある。図8はアンテナの放射パターンの設計値である。アンテナ利得は0dBi以上であり、良好な無指向特性を得ている。アンテナの特性は三次元電磁界シミュレータにより設計する。フィルムアンテナの信号端子に各種センサ、給電回路、及びデータ転送用無線回路を接続しセンサの応答を実現する（ポイント2）。センサ応答が少ない場合、その原因としてセンサ出力端とアンテナ信号端とのインピーダンス不整合により、信号出力が十分に放射されない可能性がある。その場合、回路のインピーダンスの虚部を補償する回路を追加する計画である（金谷、池田）。

- 令和1年度：体内におけるバイタルデータを外部へワイヤレスで送信する技術の確立

2.4GHz帯無線通信規格であるBluetooth回路（送信出力30mW）により人体外部のデータ転送を行う。アンテナの材料としてTaconnic社のフレキシブル基板を使用する予定である。本基板高周波特性に優れている（比誘電率 = 3.0、誘電損失 = 0.01）。フィルム厚は0.254mmである。以下、予備的に設計したアンテナの設計結果を示す。図6はフィルムアンテナの設計レイアウトである。2.4GHz帯の無線LAN、またはBlueTooth用電磁波を通信に用いるとすると、アンテナサイズはL=12mm、W=19mmとなる。本アンテナはフレキシビリティがあるので図7のように湾曲して使用することができ、バイタルセンサ用アンテナの候補として、もっとも可能性がある。図8はアンテナの放射パターンの設計値である。アンテナ利得は0dBi以上であり、良好な無指向特性を得ている。アンテナの特性は三次元電磁界シミュレータにより設計する。フィルムアンテナの信号端子に各種センサ、給電回路、及びデータ転送用無線回路を接続しセンサの応答を実現する（ポイント2）。センサ応答が少ない場合、その原因としてセンサ出力端とアンテナ信号端とのインピーダンス不整合により、信号出力が十分に放射されない可能性がある。その場合、回路のインピーダンスの虚部を補償する回路を追加する計画である（金谷、池田）。



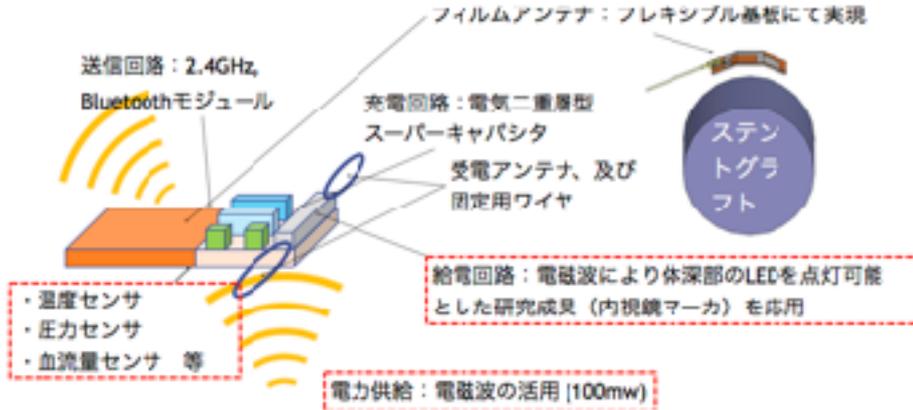
予備的に設計した
フィルムアンテナ

円柱状（血管を想定）
の物体に配置した様子

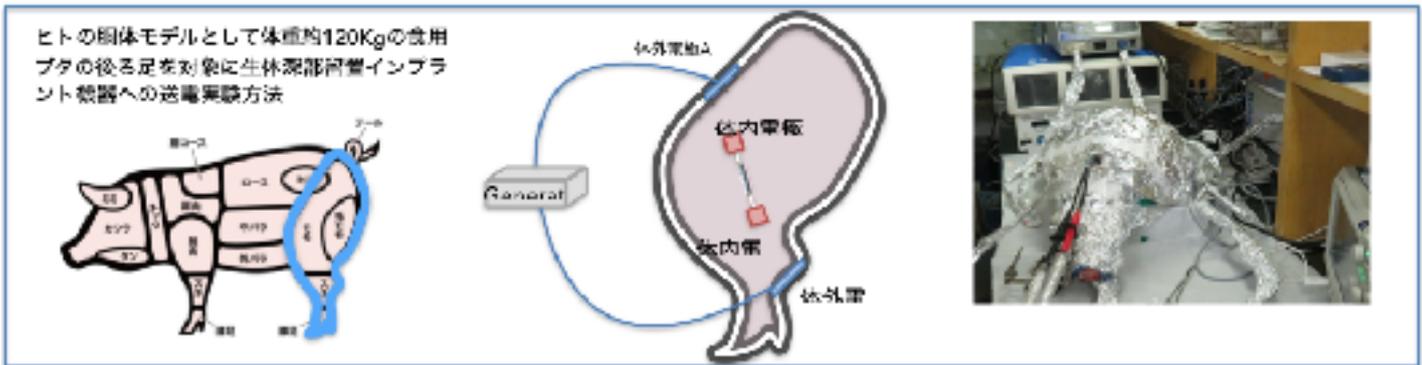
放射パターン

- 令和2年度：センサ、及び給電・通信用アンテナを一体化設計する技術の確立

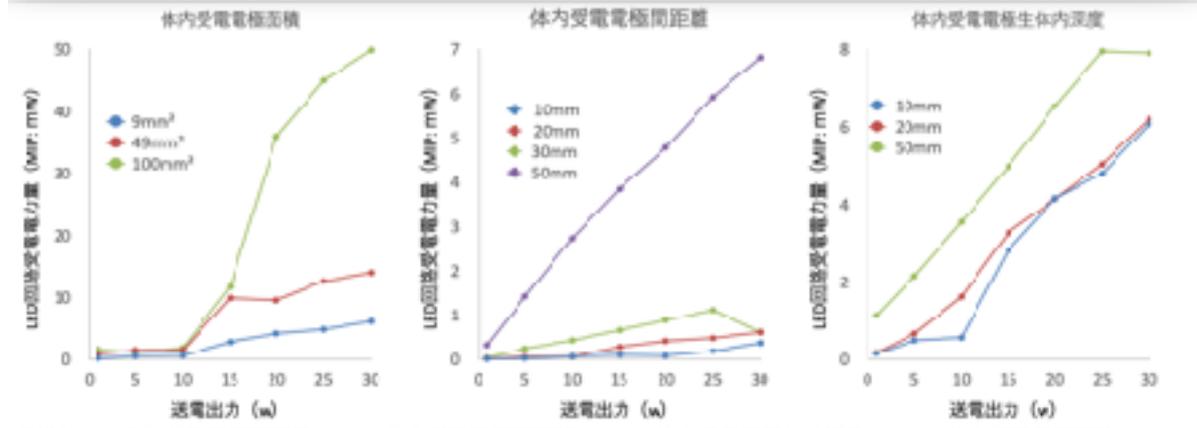
上記で実現した、電源、センサ、及び給電・通信用アンテナを一体化設計する。まずは、上記1、2を直接接続し、センサの動作を確認する（ポイント3）。センサプラットフォームは、ヒトの膝裏の動脈に留置したステントグラフトに装着しセンシングすることを想定し、全体寸法を8mmx 80mm のフィルム形状とする。電源としては一般的な低周波治療機器（HV-F022、OMRON）等を想定し受信電力は100mWとする。また、得られたセンサプラットフォームを用いて動物実験により実証実験を行う（池田）。



4. 研究成果



生体胴体モデルを対象とした体外電極間距離30cmと設定し①体内受電電極間距離、②体内受電電極面積、③体内受電電極の生体内深度による、生体内インプラント回路の受電電力量を検討



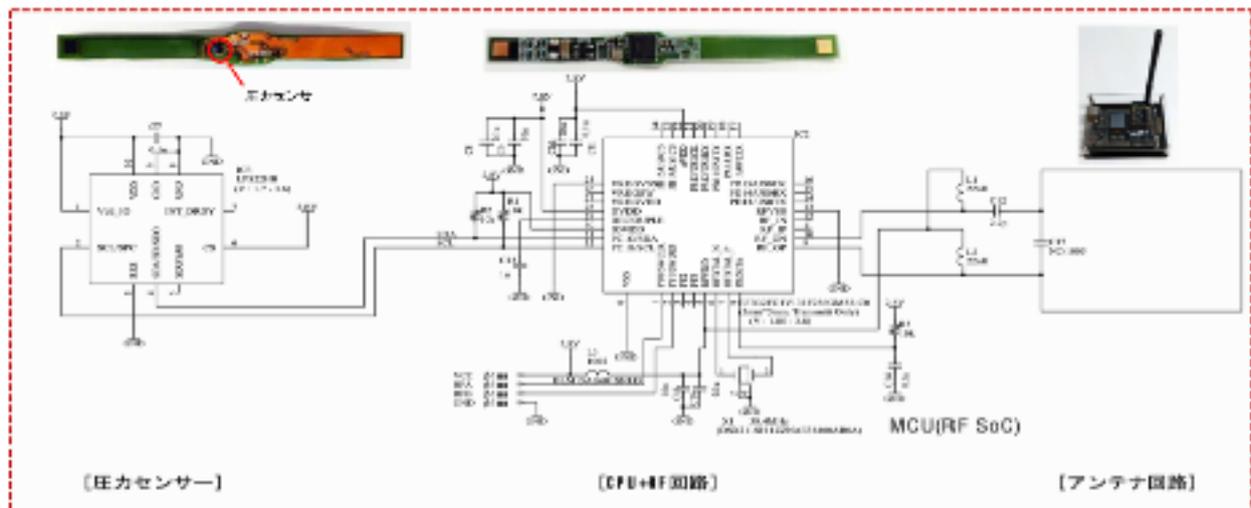
〔基準値〕 体外送電電極間距離30cm、体内受電電極間距離50mm、体内受電電極接地深度10mm、体内受電電極面積9mm²

$$MIP = \frac{V_m \cdot I_m}{2} \quad [W]$$

Maximum instantaneous power (MIP) obtained by dividing the value obtained by multiplying the maximum value of voltage and current by 2.

結果、受電電力量は体内受電電極間距離、体内受電電極面積、体内受電電極の生体内深度に比例して増加する結果となり、体内受電電極の面積を100mm²とし50mm以上の間隔で、生体の50mm以上の深部に留置状態で10mW以上の受電電力量を取得可能であった。

受電電極に供給される電力量は送電される電力量以外に、①体内受電電極間距離、②体内受電電極面積、③体内受電電極の生体内深度に影響される。ヒトの胴体モデルとして体重約120Kgの食用ブタの後ろ足を対象に生体深部留置インプラント機器への送電実験を行った。体外電極間距離30cmと設定し①体内受電電極間距離、②体内受電電極面積、③体内受電電極の生体内深度による、生体内インプラント回路の受電電力量を検討した。その結果、受電電力量は体内受電電極間距離、体内受電電極面積、体内受電電極の生体内深度に比例して増加する結果となり、体内受電電極の面積を100mm²とし50mm以上の間隔で、生体の50mm以上の深部に留置する、ことにより10mW以上の受電電力量を取得可能であった。



- インプラント型バイタルセンシングの小型化：LC共振・整流回路の概略図を図に示す。低周波治療機器の両極のパッドによるサンドイッチ給電により受信されるエネルギーは交流であり微弱であり、デバイスを駆動させるためには昇圧・整流するため、直列共振回路を導入した。本回路により $\{ (\text{周波数}) \times (\text{コイルの値}) / 2\pi / (\text{アンテナの抵抗}) \}$ 倍電圧出力を得られるため、直流出力部に電気二重層型スーパーキャパシタを接続し、圧力センサ及び温度センサの駆動電力、および無線データ転送用の電力として10mWを蓄える。高周波治療機器等の標準出力を受電し、圧力センサ及び温度センサの駆動電力、および無線データ転送用のとして、電圧3.3V、10mWの受電を実現した。
- バイタルセンサからのセンシングデータの取得方法：無線圧力センサ装置は、圧力センサ、CPU+RF回路、アンテナ回路から構成され、計測した圧力値を無線（300MHz帯を想定）で送信する。回路では、小型省電力化のためにCPUと無線機能が1チップになったSoC（System on a chip）省電力デバイスを採用すると共に、圧力計測と無線送信を短時間で行った後Sleepモードに入るという動作を一定間隔で繰り返す間欠駆動プログラム制御によって、平均消費電力を受電電力以下に抑えることができた。圧力データを受信する無線受信装置はUSBでPCと接続する。PC上のアプリで計測データを表示、保存する。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計0件

〔学会発表〕 計1件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 0件）

1. 発表者名 池田哲夫
2. 発表標題 生体内にインプラントした極小電子機器を駆動させる無線電力伝送システムの開発研究
3. 学会等名 九州エレクトロニクス実装講演会
4. 発表年 2018年

〔図書〕 計0件

〔出願〕 計4件

産業財産権の名称 給電システム	発明者 池田哲夫、金谷晴一、堤亮介	権利者 九州大学
産業財産権の種類、番号 特許、PCT/JP2017/031440	出願年 2019年	国内・外国の別 外国

産業財産権の名称 給電システム	発明者 池田哲夫、金谷晴一、堤亮介	権利者 九州大学
産業財産権の種類、番号 特許、特願2018-537412	出願年 2019年	国内・外国の別 国内

産業財産権の名称 給電システム	発明者 16/329054	権利者 九州大学
産業財産権の種類、番号 特許、16/329054	出願年 2019年	国内・外国の別 外国

産業財産権の名称 給電システム	発明者 17846674.4	権利者 九州大学
産業財産権の種類、番号 特許、17846674.4	出願年 2019年	国内・外国の別 外国

〔取得〕 計0件

〔その他〕

-

6. 研究組織

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究分担者	金谷 晴一 (Kanaya Haruichi) (40271077)	九州大学・システム情報科学研究院・教授 (17102)	

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8. 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------