

## 科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成25年3月31日現在

機関番号：16201  
 研究種目：基盤研究(C)  
 研究期間：2010～2012  
 課題番号：22560381  
 研究課題名(和文) バイオセンサネットワークにおける生体内位置検出および通信制御信号  
 伝送技術の研究  
 研究課題名(英文) In-vivo micro-robot positioning and control signal transmission in  
 bio-sensor network  
 研究代表者  
 生越 重章 (OGOSE SHIGEAKI)  
 香川大学・工学部・教授  
 研究者番号：00304577

研究成果の概要(和文)： 生体医療分野と通信分野との連携によるバイオセンサネットワーク  
 の実現のために必要となる、生体内の病変場所や手術場所に投入されるマイクロロボットの位  
 置を特定する位置検出(ポジショニング)技術および限られた電力でより多くの生体情報の  
 高速伝送技術を低コストで実現する方法について原理検証した。前者については、複数の測定点  
 において、磁気センサによる3軸磁界成分を測定することにより、マイクロロボットの位置を  
 同定する方法を実験的・理論的に示した。後者については、生体インピーダンスを考慮して、  
 整合条件を満たすことに最大効率で信号を注入する直接生体注入方式について実験的に検討し  
 た。

研究成果の概要(英文)： To provide bio-sensor network, in-vivo micro-robot positioning  
 method and high speed control signal transmission technique have been studied. We proposed  
 micro-robot positioning method based on magnetic field strength measurement by using  
 magnetic sensors. After providing the principle of the proposed method, laboratory test  
 measurements are conducted. Measurement test results show the effectiveness of the  
 proposed method. With regard to the control signal transmission via human body, direct  
 body injection method of radio wave is provided. In the proposed method, concept of  
 automatic matching is introduced to obtain effective transmission.

## 交付決定額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2010年度	1,100,000	330,000	1,430,000
2011年度	800,000	240,000	1,040,000
2012年度	200,000	60,000	260,000
年度			
年度			
総計	2,100,000	630,000	2,730,000

研究分野： 工学

科研費の分科・細目： 電気電子工学・通信・ネットワーク工学

キーワード： バイオセンサ, アドホックネットワーク, 生体通信

## 1. 研究開始当初の背景

生体内マイクロロボットのひとつであるカ  
 プセル内視鏡<sup>[1]</sup>を含めた体内医療機器に関し  
 て電力供給, 姿勢制御, 走行制御, 情報伝送

などの検討例<sup>[2-3]</sup>があるが, これらをバイオセ  
 ンサネットワークのセンサノードととらえ,  
 その位置検出とノードとの信号伝送技術は検  
 討途上にある。

これまでの生体医療分野での主流技術である電磁誘導による方法は、生体周辺の装置の規模が大きい、位置検出精度が低い（マイクロロボットが移動する場合には影響が大）、通信速度が遅いことから、生体内の病変場所や手術場所に投入されるマイクロロボットの位置を特定し、限られた電力でより多くの生体情報の伝送を必要とするバイオセンサネットワーク構成のためには改善の余地がある。カプセル内視鏡に見られる Bluetooth を用いる方法では、複数アンテナを別途配置することで原理的には位置検出可能であるが大規模となる。SQUID センサも位置検出に適用できると思われるが、高価格、位置検出に影響しない通信回路が必要であるなどの点で難がある。

## 2. 研究の目的

このような状況を踏まえ、今後の生体医療分野への応用を見据えて、センサノードの高精度かつ移動性（モビリティ）への対応が可能な位置検出（ポジショニング）技術、小電力高速信号伝送を可能とする通信制御信号伝送技術を低コストで実現することの意義は大きい。

本研究では、生体内マイクロロボットに代表されるバイオセンサネットワークの構成要素であるセンサノードの位置検出技術と通信制御信号伝送技術の基礎を原理検証する。

## 3. 研究の方法

### (1) 生体内位置検出と通信制御信号伝送

#### ①位置検出

生体内に存在するマイクロロボット等から発生する微小磁界を、空間的に異なる場所に設置した磁気センサにより検出し、その位置を特定する技術について実験的・理論的に検証する。図 1 に位置検出の概念図を示す。各測定点におけるマイクロロボット動作時の磁界  $H_i'$  と背景に存在する地磁気による磁界  $H_i$  から、 $H_i' - H_i$  を算出することにより、マイクロロボットの空間的な位置を求める。

実験的には、3 軸磁気センサを用いて磁界強度を求めることに帰着される。マイクロロボットが消費する電流（最大 100 mA）から求めた磁束密度は、地磁気の磁束密度  $2.4 \times 10^{-5} \sim 6.6 \times 10^{-5} \text{ T}$  よりも小さいため、これを精度よく検出する方法を見出すことが重要である。マイクロロボットに見立てた非金属製カプセル内に、電池、IC スイッチング回路およびコイルを封入、コイルに断続電流を流すことにより生じた磁界変化を、一定の隔離距離のもとに設置した複数の MI (Magneto Impedance) 式磁気センサにより構成された 3 軸測定系を用いて測定する。磁束の 3 軸データをパソコンに取り込み、理論的な検討結果に基づいて、マイクロロボットの位置を算出し、実際の位置と測定結果と比較する。磁気ダイポールモ

ーメントによる磁束密度と隔離距離の関係から理論的にも検討を行い、実験結果との比較を行う。

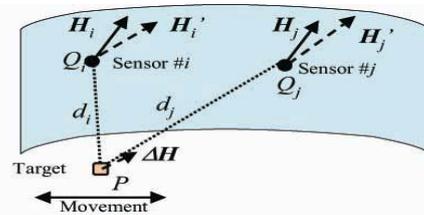


図 1. 位置測定概念図

#### ②通信制御信号伝送

マイクロロボットや生体内インプラントと体外の装置との無線接続低周波磁界を介したものと数百 MHz 帯の電磁波が主流であり、将来的には医療データのリアルタイム伝送の観点から伝送速度の向上が必要となる。

本研究では、生体の電気的インピーダンスとの整合を考慮し、効率的な通信制御信号伝送を図る技術について実験的・理論的に検討する。

外部ノードと生体内バイオセンサノード間のリンク形成を、高周波信号を直接的に注入することにより行い信号伝送性能向上を目指す。生体の電気的インピーダンスのリアクタンス分を補償する等化回路を介して所定周波数の信号を注入することにより最も効率的な信号伝送を行い、通信制御信号伝送の高速化を目指す。基礎実験では、体表面電極とネットワークアナライザを用いて生体インピーダンスを測定する。電極間距離、周波数などをパラメータとして測定する。

#### (2) バイオセンサネットワークシステム構成

昨年度に引き続き、バイオセンサネットワークシステム構成に向けての検討を継続する。生体表面から注入した信号の伝送特性の調査および具体的なピコセルネットワークの構成に関する検討に加え、生体内に存在する中継ノード間の通信路形成を想定し、生体の各組成の導電率等を勘案した生体内通信における伝送品質の評価法についても併せて検討する。

## 4. 研究成果

### 4. 1 生体内位置検出

ポジショニングの対象とするマイクロロボットにおける電力消費により発生する微小磁界を生体外に設けた複数の磁気センサにより検出することにより、マイクロロボットの位置を同定することが本研究のポイントとなる。

(1) 理論的検討

マイクロロボットから発生する磁界を、磁気ダイポールモーメントによる磁界と同等とみなして、図2に示す点Pを原点とする磁気ダイポールモーメント(次元の場合)からの距離rと、磁界の強さのX軸成分およびY軸成分 $H_x$ ,  $H_y$ の関係を理論的に示すと、式(1)~(3)で与えられる。

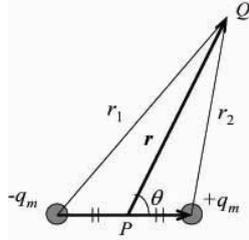


図2. 磁気ダイポール

$$H_x = -\frac{1}{4\pi\mu_0} \frac{\mu(1-3\cos^2\theta)}{r^3} \quad (1)$$

$$H_y = -\frac{1}{4\pi\mu_0} \frac{3\mu\cos\theta \cdot \sin\theta}{r^3} \quad (2)$$

$$H_{xy} = \frac{H_x}{H_y} = \frac{2-\tan^2\theta}{3\tan\theta} \quad (3)$$

$$\theta = \tan^{-1}(-3H_{xy} + \sqrt{9H_{xy}^2 + 8}) \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \vec{r} &= \frac{4\pi\mu_0 r^5 \vec{H}(r) + r^2 \vec{\mu}}{3(\vec{\mu} \cdot \vec{r})} \\ &= \frac{4\pi\mu_0 r^4 \vec{H}(r) + r \vec{\mu}}{3|\vec{\mu}| \cos\theta} \end{aligned} \quad (5)$$

ここで、 $\vec{r}$ は、原点Pから観測点Qに向かうベクトルである。また、 $\vec{\mu}$ は、磁気ダイポールの負磁極から正磁極へ向かうベクトルである。

上式に基づいて、磁気発生源の位置Q(r,  $\theta$ )を算出することが可能となる。多点観測により得られた複数の直線の交点が求める位置である。

(2) 実験的検討

実験的検討に向けて、個別部品を組み合わせた測定系を自作した。まず、予備実験として、電磁シールドルーム内において、2次元平面の原点に配置した磁界発生源のコイルを1kHz程度の正弦波交流信号で駆動し、同平面上に配置した磁気センサを用いて、原点から距離を変化させたときの磁界強度を2軸データ

として取得した。その結果、微小磁界発生源近傍では、それなりの精度で測定値が得られるものの、距離が離れた地点では測定値が急激に減少し測定精度が低下することがわかった。これにより、位置検出精度向上の観点から、磁気センサの高感度化が必要であるとの認識のもと、当初使用センサの3倍程度以上の感度を有する磁気センサを調達して置き換えた。

次に、3次元データを取得するための測定系を整備した。また、A/Dコンバータのサンプリング周期の短縮化、取得データのリアルタイムでの可視化を可能とする自動測定プログラムの開発、さらに、取得データに基づいて位置判定を行うプログラムについても独自に開発した。

この測定系を用いて、電磁シールドルーム内で測定を実施したところ、磁気センサ出力に商用電源からの誘導雑音が含まれ、そのレベルが無視できないことが判明した。この不具合は、磁気センサの感度が高いことにより生じたものである。これを抑圧するために、磁気シールド材で囲んだ測定ボックスの併用による二重シールド化と併せて、磁気センサ回路の駆動電源として、商用電源の誘導を受けないために蓄電池を導入するとともに、商用電源周波数60Hzの成分を除去するローパスフィルタ(NF回路ブロック製)を、A/Dコンバータ(pico Technology製)の入力段に挿入した。

図3は最終的な測定系のブロック図である。また、図4は測定系(各軸分離測定時)の概観写真を示す。原点に磁界発生源を設置している。

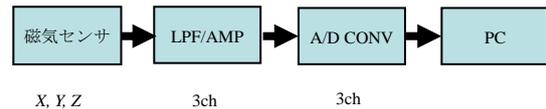


図3. 測定系ブロック図

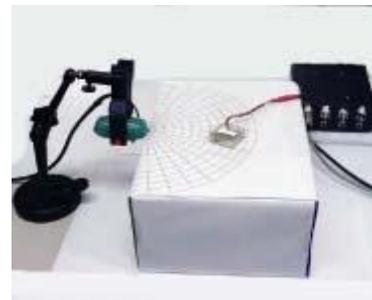


図4. 測定系セットアップ概観

図5は磁気センサ出力の測定例である。それぞれ、原点に対向、X軸に平行、Y軸に平行に磁気センサを設置したときのセンサ出

力電圧を、磁界発生源(原点)からの距離と角度に対して表す。センサ出力電圧は磁界強度に比例する。測定値に基づいて、式(1)~(5)により所定の計算を行い、 $r$ および $\theta$ を求める。

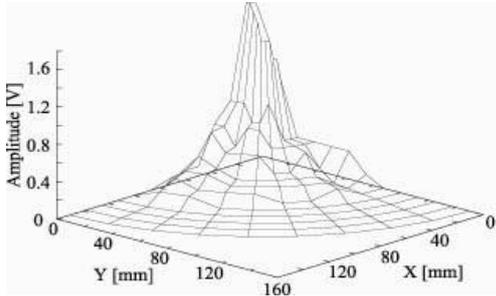


図5(a). 磁界強度測定例(原点对向時)

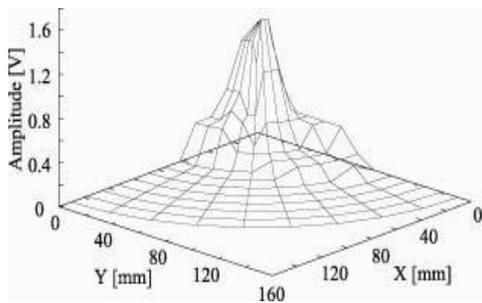


図5(b). 磁界強度測定例(Y軸平行時)

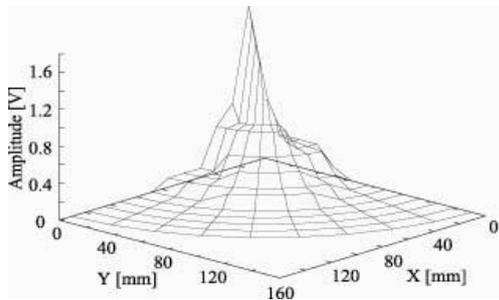


図5(c). 磁界強度測定例(X軸平行時)

図5に示された測定結果から、理論式に基づいて $\theta$ を算出すると、 $r = 12.5 \text{ mm}$ では誤差 $2 \sim 10 \text{ deg}$ 、 $r = 25 \text{ mm}$ では $1 \sim 8 \text{ deg}$ 程度となることが示された。 $r > 50 \text{ mm}$ では磁気センサ出力が少ないことから誤差が大きくなることが判明した。これにより、より感度の高い磁気センサを導入することが必要であることが示された。高感度センサを用いた測定結果については、現在論文としてまとめている。

#### 4. 2 通信制御信号伝送

マイクロロボットや生体内インプラントと体外の装置との医療データのリアルタイム伝送の観点から、伝送速度向上を目的とし

て、外部ノードと生体内バイオセンサノード間のリンク形成を、高周波信号を直接的に注入することにより行うことを目標とした。生体の電氣的インピーダンスのリアクタンス分を補償する等化回路を介して所定周波数の信号注入により効率的な信号伝送を行い、通信制御信号伝送の高速化を図る。

まず、生体インピーダンスの整合に基づく高効率信号伝送に関連する基本事項として、インピーダンス測定の概要、測定精度などについての技術調査と併せてME機器に使用される電極等の必要な部品類を調達し、測定環境を整備した。

ネットワークアナライザ/インピーダンスアナライザを用いて、皮膚に装着した電極間の周波数特性(インピーダンス, 振幅, 位相)を測定する。電極間距離や人体部位の違いによる測定値の依存性を調査する。

図6は、生体の伝送損失(周波数依存性)の測定例である。前腕部で電極間距離 $15 \text{ cm}$ の場合について示す。周波数が高くなるにつれて損失量は単調減少することが示される。本特性は、周波数 $f$ における生体インピーダンスを $Z(f)$ とすると $|Z(f)|$ に相当する。直接信号注入方式においては、 $Z(f) = R(f) + jX(f)$ と複素数表示した生体インピーダンスの虚部(リアクタンス成分)を打ち消すように動作することを特徴とする。

図7に示す生体インピーダンスに基づく通信信号直接注入システムを構成する。電磁波の取り扱いの容易な短波(HF)帯において、アンテナ同調整合器を応用した直接注入整合器を作製し、概略の動作を確認した。本検討結果を超短波(VHF)帯に拡張するとともに、実際のデジタル変調波を生体中に注入したときの伝送特性についてとりまとめた上で、論文として投稿する準備を行いつつある。

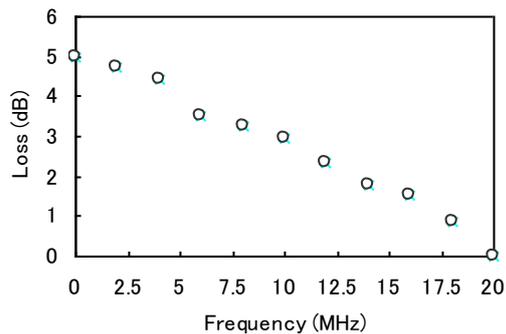


図6. 生体における伝送損失の測定例

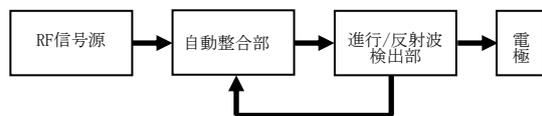


図7. 通信信号注入システム構成

#### 4. 3 バイオセンサネットワークシステム構成

実際のバイオセンサネットワークシステム構成については、位置検出データやバイオセンサ取得データを、ピコセル構成のワークを介してサーバに伝送するシステムの基礎検討を行った。生体に直接注入する高周波信号の最適周波数のもとで通信制御信号伝送実験を行う。その方法としては、擬似雑音系列を試験信号として、デジタル変調波を生体中に注入したときの伝送特性を調査し、送信出力・信号伝送速度・ビット誤り率との関係を明らかにすることを目標と設定した。しかしながら、伝送実験系の構築は行ったものの、最終的な伝送実験と伝送品質評価には至っていない。可能な限り早急に実験を行い、現在執筆中の論文の中にも含めることとする。

また、当初予定していた、位置検出データやその他のバイオセンサ取得データを ZigBee 等によって構成されたピコセルネットワークを介してサーバに伝送する方法についての検討については、ボディアエリアネットワークの通信プロトコル(IEEE802.15)を考慮したコンピュータシミュレーションの実施、実システムを想定したパフォーマンス評価および PIC (Peripheral Interface Controller)によるセンサノードとの連携については、時間的制約の中で持ち越しとなった。なお、PIC を用いたセンサノードでの信号伝送については、ハードウェア環境の整備を行っており、近々中に実際の伝送に関する検討は完結する見込みである。

#### 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)

[学会発表] (計1件)

S. Ogose, S. Mori, and K. Umeda, "Micro robot positioning based on magnetic field detection in bio-sensor networks", IEEE/CME2011, Harbin, China, May 2011.

[その他]

ホームページ等

香川大学社会連携・知的財産センター シーズカタログ EN-11-011

<http://www.kagawa-u.ac.jp/ccip/images/2-02/EN-11-011.pdf>

#### 6. 研究組織

##### (1) 研究代表者

生越 重章 (OGOSE SHIGEAKI)

香川大学・工学部・教授

研究者番号：00304577

##### (2) 研究分担者

石井 光治 (ISHII KOJI)

香川大学・工学部・講師

研究者番号：50403770

##### (3) 連携研究者

郭 書祥 (KAKU SHOSHO)

香川大学・工学部・教授

研究者番号：40273346

#### 参考文献

[1] <http://www.givenimaging.com/ja-jp/HealthcareProfessionals/Pages/PillcamSB.aspx>

[2] K. Morita et al, "In Vivo trial of driving system for capsule endoscopy using a magnetic field", #297, *DDW2009*, Chicago, May 2009.

[3] K. Okada et al., "In-vivo wireless communication system for bio MEMS sensors", *Proc. Int'l Solid State Devices and Materials (SSDM2004)*, pp.366-367, Tokyo, Japan, Sep. 2004.