一軸コイルを用いた小型三次元位置計測センサの試作

Fabrication of Three-Dimensional Position-Measurement Sensor Using a Single-Axis Coil

永岡 隆・内山明彦

早稲田大学理工学部, 新宿区大久保 3-4-1 (〒169-8555)

T.Nagaoka and A.Uchiyama

Science & Engineering, Waseda University, 55N-6-10A 3-4-1 Okubo Shinjuku-ku Tokyo 169-8555

This paper proposes a new sensing method that can measure three-dimensional position inside a living body, using a magnetic field. This method is applicable to medical capsule devices, such as the capsule endoscope. The mutual induction phenomenon is used for position measurement. In order to hold constant the induced electromotive force that occurs in the secondary coil, we apply feedback control to the alternating current flowing into the primary coil. This method enables stable measurement of sensor position, even if the sensor exists relatively far from the primary coils. The position of the sensor is measured by calculating six formulas using Newton's method. The relationship between the induced electromotive force and the theoretical value of the magnetic field is determined in advance. Sensor in vitro accuracy was verified. For distances of less than 300 mm from the sensor to the magnetic field generator, the distance error was less than 7 mm. Although a wireless sensor would be ideal, the present sensor is connected to the computer through a thin cable. Development of wireless sensor should be the next research subject.

Key words: biomedical telemetry, position measurement, mutual induction phenomenon, medical capsule devices, feedback control of magnetic field

1. はじめに

生体情報を無侵襲、もしくは低侵襲で計測し、無線などの方法を用いて体外で情報を取得する Biotelemetry の分野は 1950 年代より研究が行われており¹⁾、近年、回路の集積化技術や微細加工技術の進歩により、再び注目を集めている。特に 2000 年に Iddan らが発表したカプセル内視鏡²⁾は現在臨床試験が行われており、多くの成果が報告されている³⁻⁵⁾。これらカプセル型医用機器は今後臨床で広く活用される可能性を秘めているが、カプセルの体内での位置を計測する方法がまだ確立していないのが現状である。従来は飲み込んでからの経過時間からカプセルの位置を推定する方法や、X 線画像を用いた位置認識が行われていた⁶⁾が、これらの方法は長時間の安定した位置計測には向いていない。今後の低侵襲治療に重要な役割を占めると考えられているカプセル型医用機器において、その位置を長時間安定して計測することが出来る方法の確立が求められている。消化管内での位置計測法が確立されると、カプセル型医用機器の位置計測だけに留まらず、より正確な drag delivery system の開発や消化管の運動解析、内容物の移動解析などへの応用も期待される。

三次元の空間における物体の位置を計測する方法としては、電波や超音波、光など、様々な物理現象の応用が考えられる。その中

でも原理的に生体が位置計測の妨げにならず、かつ生体に使用する上で安全性が確保でき、その他の作業の妨げにならず、実用上問題にならない程度の精度で位置計測が行える手段として、交流磁界を用いる原理が考えられる。有線式の三次元位置取得装置としては Fastrak (Pohemus 社製)をはじめ、様々な装置が商品化されており、教育や医療、軍事的から、シミュレーションやゲームなどのエンターテインメントまで、様々な分野で応用がなされている¹⁰⁾。しかし、それらの位置取得センサは比較的大型であり、かつ太いケーブルで接続されているため、生体内の位置情報取得に応用することは困難であった。その原因として、これらの磁場センサは原理的に磁場発生装置、磁場計測装置共に三軸のコイルや磁場センサが必要なため、一軸センサの場合に比べて体積が増加してしまう。また、三軸コイルの場合、正確に中心を一致させる必要があり、センサが非常に高価になってしまう問題があった。

このような現状を踏まえ、本研究の目的は一軸コイルを用いた小型三次元位置計測センサの開発とした。一軸コイルを用いることで、三軸コイルを用いたセンサに比べ、大幅な体積の縮小が期待される。医用カプセル機器への応用を考慮し、飲み込み可能なサイズのカプセル型センサを製作し、無線伝送により体外でデータを取得、PC で三次元位置を解析・表示するシステムを開発する。本論文では位置検出法の検証のために行った、有線式の小型センサの試作と精度検証実験の結果について報告する。

2. 方法

2.1 一軸コイルを用いた三次元位置の計測

本研究では相互誘導現象を応用した、三次元位置計測センサを開発する。一次コイルに交流電流を流すことにより交流磁場を生成し、二次コイルでその磁場を受信し、その空間位置と姿勢を求める。三次元の位置を計測する場合、未知数となるのは空間位置ベクトル(3次元)と、空間座標系に対するセンサの角度(2次元)の計5次元である。従来の三次元位置センサでは、センサに三軸コイルを用い、センサの位置での磁場ベクトルをすべて計測することで、方向ベクトルの成分を打ち消して計算している。センサに一軸コイルを用いると、コイルを垂直に貫く磁場のみ計測するため、センサの位置での磁場ベクトルをすべて計測することができない。そこで、次のような方法を用いる。

一次コイルが作る磁場は磁気双極子が発生する磁場に等しく、ビオ・サバールの法則から求めることができる。一次コイルと二次コイルを Fig.1 に示すように配置すると、二次コイルにおける、一次コイルが作る磁場は式 1 のように表すことができる¹¹⁾。

$$\begin{cases} H_x = \frac{3Ia^2}{4R^5}(x-x_1)(z-z_1). \\ H_y = \frac{3Ia^2}{4R^5}(y-y_1)(z-z_1). \\ H_z = \frac{Ia^2}{4R^5}\{3(z-z_1)(z-z_1)-R^2\}. \end{cases} \dots (1)$$

ただし, $R = \sqrt{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} \dots (2)$

式1において, I は一次コイルに流れる電流を, a は一次コイルの断面積を示している. 誘導起電力は二次コイルに対して垂直な磁場成分のみが影響を及ぼすので, 実際に二次コイルに影響を及ぼす磁場成分を H とすると, H は式2のように表すことができる.

$$H = H_x \times n_x + H_y \times n_y + H_z \times n_z \dots (2)$$

式2の右辺は二次コイルの位置と方向を仮定すると, 容易に求めることができる. ただし, n_x, n_y, n_z は Fig.2 に示す空間座標系における角度 θ, ϕ を用いて, 式3のように表すことができる.

$$\begin{cases} n_x = \cos \theta \cos \phi \\ n_y = \sin \theta \cos \phi \\ n_z = \cos \theta \end{cases} \dots (3)$$

計測した誘導起電力より求めた磁場の大きさを H' とすると, 二次コイルの位置と方向を正確に仮定することができた場合, 式4が成り立つ.

$$H - H' = 0 \dots (4)$$

式4には x, y, z, θ, ϕ で表される5つの未知変数が存在する. そこで, 位置が異なる5つの一次コイルを用意し, それぞれの一次コイルが発生した交流磁場を識別するために, 異なる周波数の交流電流を流す. 得られた磁場の大きさから, すべての一次コイルに対して式4を導出する. 5つの方程式を準ニュートン法を用いて未知変数の数値解を求めると, センサの位置・姿勢を計測することができる.

Fig. 1 Mutual induction phenomenon.

Fig. 2 Definition of rotate angle θ and ϕ

2.2 誘導起電力と磁場の理論値の関係の導出

二次コイルから得られる計測値は誘導起電力の振幅だが, 式4では磁場の大きさが必要となる. 両者は比例定数が相互インダクタンス M である比例関係を持つ. 相互インダクタンス M を求めるために, 事前に同じ点での誘導起電力と磁場の理論値を求め, 両者の関係から最小二乗法を用いて直線近似を行い, その傾きを相互インダクタンス M とした. M の逆数を用いて誘導起電力から磁場の大きさ H を求め, H を式4に代入し, 準ニュートン法を用いて未知変数の数値解を求めた.

2.3 三次元位置の補正

本研究で開発したセンサは交流磁場を用いているため, 周囲の環境による磁場の歪みが位置検出に大きな影響を及ぼす. 本研究で開発したセンサは最終的にカプセル型内視鏡などのカプセル型医用機器での利用を想定しているため, 手術室のような周囲に多数の金属が存在する環境での使用に対応する必要がある. そこで, 歪んだ磁場環境でも計測が可能な補正法の開発を行った.

2.1節で述べた通り, 本研究では式4の数値解を求めることで, センサの位置を計測する. 磁場に歪みがあると, 数値解の推定に誤差が生じ, 計測結果はある曲面にしたがって真値から離れてしまう. そこで, 計測値と真値の集合から磁場の歪みを示す曲面の式を求め, 逆算することで位置の補正を行った. 計測値を M , 真値を T とすると, 両者の関係は式5のように表すことができる.

$$T = Ma \dots (5)$$

式1などからも分かるとおり, 磁場は距離の3乗に比例して減衰する性格を持っている. そこで本研究では誤差曲面を3次曲面と仮定した. i 回目の計測値を M_{xi}, M_{yi}, M_{zi} , 真値を T_{xi}, T_{yi}, T_{zi} とすると, 式5は式6のように表すことができる.

$$\begin{cases} T_{x1} = a_1 M_{x1}^3 + a_2 M_{x1}^2 + a_3 M_{x1} + a_4 M_{y1}^3 + a_5 M_{y1}^2 + \dots + a_{10} \\ T_{x2} = a_1 M_{x2}^3 + a_2 M_{x2}^2 + a_3 M_{x2} + a_4 M_{y2}^3 + a_5 M_{y2}^2 + \dots + a_{10} \\ \vdots \\ T_{xm} = a_1 M_{xm}^3 + a_2 M_{xm}^2 + a_3 M_{xm} + a_4 M_{ym}^3 + a_5 M_{ym}^2 + \dots + a_{10} \end{cases} \dots (6)$$

事前に補正行列 a を求めることができれば, 式5を用いて計測値から真値に近い補正值を求めることができる. a を求めるためには, M の逆行列が必要だが, M は一般に正方行列ではないため, 逆行列を求めることができない. そこで, 最小二乗法を用いる. 計測には必ず誤差を含んでいる. その誤差ベクトルを e とすると, 式5は式7のように表すことができる.

$$T = Ma + e. \dots (7)$$

誤差を最小にするため、 e を a で偏微分し、式8のように表すことができる。

$$\frac{\partial}{\partial a} \|e\|^2 = 0 \dots (8)$$

式8から、式9を求めることができる。

$$a = (M^* \cdot M)^{-1} \cdot M^* \cdot T \dots (9)$$

ただし、 M^* は転置行列を示している。本研究では M に計測で得られた三次元位置を、 T に正確な三次元位置をそれぞれ代入し、補正行列 a を求める。計測で得られた位置ベクトルに対し、補正行列 a をかけることで、磁場環境の歪みを考慮した、補正位置ベクトルを求めることができる。

3. 装置

Fig. 3 Block diagram of the sensor system.

本研究で開発したセンサシステムのブロック図を Fig.3 に示した。本システムは大きく分けて、磁場発生装置、センサ本体、信号処理/表示装置に大別される。以下、各装置について述べる。

3.1 磁場発生装置

磁場発生装置には第2章で示した一次コイルが含まれている。磁場発生装置に含まれる5つの一次コイルの配置図をFig.4に示した。本研究では一次コイルとして1.8 mHのエポキシ樹脂充填制振型の空芯コイル (TRITEC 社製) を用いた。広範な領域を取得するためには、強い磁場を発生させる必要があり、そのためには式1より、一次コイルを大きくするか、流す交流電流を大きくする必要がある。一次コイルの形状には一定の限界があるため、本研究では50 W のオーディオ用パワーアンプ(P4050, Yamaha 社製)を用い、さらに抵抗・コンデンサを加え、直列 LCR 回路の共振点で動作させることで一次コイルに流れる交流電流の増加を図った。5つの一次コイルに流す交流電流の周波数は、高調波成分が互いに影響しないことと、共振回路の素子値などを考慮し、1270 Hz, 1430 Hz, 1600 Hz, 1800 Hz, 2020 Hz を採用した。それぞれの一次コイルの位置座標は

- C1 (-20 mm, 35 mm, 40 mm)
- C2 (-20 mm, 95 mm, 40 mm)
- C3 (-20 mm, 155 mm, 40 mm)
- C4 (-70 mm, 35 mm, 40 mm)
- C5 (-70 mm, 95 mm, 40 mm)

である。

Fig. 4 CG image of magnetic field generator
Straight lines indicate the coordinate axes.

3.2 センサ本体

Fig. 5 Capsule-shaped sensor.
a) Coils built into the capsule
b) Outside of the sensor

センサ本体を Fig.5(a)に示した。センサは直径約10 mm、長さ約15 mmの円筒形状のポリエチレン製カプセルで包み、防水処理を施した。カプセルには直径50 μ mの銅線を5 mm 角の亚克力樹脂に500巻きした二次コイルを3つ内蔵し、それぞれ直交するように配置した。カプセルを除去し、二次コイルが露出した状態を Fig.5(b)に示した。このセンサは三軸コイルを用いているが、本研究ではその中の1つのコイルからの情報のみ利用して、位置計測を行った。センサ本体と信号処理装置をつなぐケーブルには直径100 μ mの銅線を用い、強度を保つために直径1 mmのより糸に巻きつけ、さらに直径2.5 mmのシリコンチューブ内に封入した。本来はシールド処理を施すべきであるが、本研究では生体内での使用を想定しているため、ケーブルによって移動が妨げられることが無いよう、シールド処理は施さず、単にシリコンチューブ内にケーブルを封入するのみとした。

3.3 信号処理/表示装置

センサが受信した信号の処理には PC(Dimension 530, デルコンピュータ社製)を用いた。信号の入出力の制御と演算には、LabVIEW (National Instruments 社製)を用いた。

3.1 節で述べた磁場発生装置への交流電流の出力の制御も LabVIEW を用いて行っており、D/A 変換による高周波成分の発生を考慮し、LabVIEW からの信号出力は3段の R-C ローパスフィルタ (遮断周波数 10 kHz) を介してから磁場発生装置に接続した。

センサに内蔵した二次コイルが発生する誘導起電力の時間波形は随時 A/D 変換され、信号処理プログラムに送られる。誘導起電力波形の周波数成分を観察すると、磁場発生装置が発生する 5 種類の交流磁場と等しい周波数が含まれている。そこで、得られた誘導起電力の時間波形をそれぞれ FFT 処理し、5 つのスペクトルの電力値を求め、その平方和を求めることで、センサのある点における磁場による誘導起電力の大きさを求める。得られた計測値から 2 章で述べた方法を用いて、センサの位置・姿勢を計測・表示した。

4. 結果

Fig. 6 Computer simulation of magnetic field
Straight lines indicate the coordinate axes.
Primary coils on the axis produce a magnetic field to the secondary coil.

2 章で述べた方法の動作を確認するために、コンピュータシミュレーションを行った。その結果を Fig.6 に示す。開発したシミュレーションプログラムは、様々な位置に配置した一次コイルの磁場を、任意の位置・方向での二次コイルで受信することができ、受信した磁場の大きさから、二次コイルの位置・方向を第 2 章で述べた方法から求めることができる。Fig.6 に示したそれぞれの一次コイルの位置座標は

- C1 (0 mm, 0 mm, 0mm)
- C2 (75 mm, 0 mm, 0mm)
- C3 (150 mm, 0 mm, 0mm)
- C4 (0 mm, 75 mm, 0mm)

C5 (0 mm, 150 mm, 0mm)

である。x,y,z 各軸について 0~300 mm の範囲で 100 mm/s の速さで二次コイルを移動させ、位置の推定を行った結果、x,y,z 各軸について誤差なく位置推定を行えることがわかった。本方法はニュートン法を用いているので、初期値への依存性が非常に大きい¹²⁾。このシミュレーションでは、直前の位置を初期値として与えた。本シミュレーションの結果を参考にし、実際の一次コイルの配置を Fig.4 のように決定した。

3 章に示した装置を用い、in vitro での精度検証実験を行った。磁場発生装置を方眼紙が貼られた 1.5 m 四方の非磁性材料(木)製の平面に設置し、一定の位置にセンサを固定したときの真値と計測値を比較した。磁場発生装置が置かれた面と同一平面上での真値と計測値の比較を Fig.7 に示した。計測値の真値との誤差は磁場発生装置から 400 mm 以内の範囲では、 2.84 ± 2.24 mm (平均±標準偏差)であった。姿勢に関しては同様の範囲で、 $13.40 \pm 20.94^\circ$ (平均±標準偏差)の誤差を確認した。実行速度に関しては、ニュートン法は実用十分な速度で収束し、毎秒 15 Hz での実行が可能であった。

2.3 節で述べた位置補正法を確認するために、計測空間上に直径 30mm、高さ 60mm の金属柱(鉄)を固定し、一定の位置にセンサを固定したときの真値と計測値と補正值を比較した。磁場発生装置が置かれた面と同一平面上での真値と計測値と補正值の比較を Fig.8 に示した。補正の結果、計測誤差は最大で補正前の 34 % にまで減少した。

Fig. 7 Results of accuracy verification in field parallel to magnetic field generator.

Fig. 8 Compensation in measurement value where metal exists.

5. 考察

5.1 三次元位置の取得

本研究で開発したセンサは *in vitro* における位置計測実験において、Fig.7 で示した結果から、平均誤差は最大で 7 mm 程度であることが分かった。位置計測誤差はアナログ回路での誤差や、センサの製作精度、ケーブルをシールドしなかったことによる不要な誘導起電力などに起因すると考える。一般に市販されている三次元位置センサと比べ、体積比で 50% 程度の小型化を実現できたが、計測精度が大きく悪化することはなかった。

5.2 三次元位置の補正

2.3 節で述べた通り、交流磁場を用いた位置計測の場合、周囲の電磁的環境が計測精度に大きく影響する。本研究で開発したセンサにおいても、Fig.8 に示した通り、センサから 100 mm 程度の範囲内に鉄柱などの大きな磁性材料が存在する場合には、位置・姿勢ともに大きな誤差を生じることを確認した。しかしながら、磁場環境の歪みが一定の規則性を持っている場合や、磁性材料からの距離が十分に離れている場合には、2.3 節で述べた補正法を用いることで、十分に補正可能であることが分かった。

5.3 センサの小型化

本研究で開発したセンサは最終的には無線による信号伝送を目的としているが、本論文ではその基礎研究として、センサの小型化と位置検出精度を有線式で検討した。センサの大幅な小型化を測るため、センサ内の二次コイルの数を 1 つにしても、位置計測が可能であるかどうかをコンピュータシミュレーションと試作によって確認した。試作機を用いた精度検証実験の結果、若干計測範囲は狭いが、市販の位置センサと同程度の精度で位置を取得することができた。一部、ニュートン法が収束しなかった計測点があったが、磁場の計測精度が原因であると考えられる。本論文では有線を用いたセンサを試作したが、今後は無線化を行う予定である。無線化にはセンサ内に二次コイルが受信した誘導起電力を変調・送信する回路が必要となるが、二次コイルの数を 3 つから 1 つに減らすことで、周辺回路の小型化・低消費電力化にも繋がると考える。特にカプセル型医用機器の場合、カプセルの大きさはカプセル内の電池が占める体積が大きい。低消費電力化によって、カプセルの更なる小型化が図れると考える。

5.4 センサの応用

本論文においては、計測対象を生体、特に消化管内としたが、生体計測以外の目的にも十分に応用が可能である。臨床的にも、消化管の運動解析や、内容物の移動解析などが定量的に計測できるものと考えられる。本研究で開発したセンサの無線化が実現すると、カプセル型内視鏡の位置を取得して、事前に撮像した X 線 CT 画像と重畳表示することで、カプセルの詳細な位置を直感的に把握することが可能になると考える。また、カプセルに体外からの制御機能を搭載すれば、drag delivery system などにも応用すること

ができると考える。

6. 結論

本論文では、消化管の運動計測に適した、小型の三次元位置センサの開発と、新しい計測アルゴリズムについて提案した。相互誘導現象を利用し、二次コイルの受信する磁場の大きさから、センサの空間位置を取得した。センサの小型化のために、二次コイルを 1 つにし、代わりに一次コイルを 5 つにし、5 つの方程式に含まれる 5 つの未知変数を求めることで、センサの位置と姿勢を計測した。精度検証実験の結果、一部欠測点はあったが、市販の三次元位置センサと同程度の精度で位置を取得することができた。磁場計測には金属などによる影響が大きい、最小二乗法を用いた補正により、その影響を軽減することが可能であった。今後はセンサの無線化・多機能化の検討を行う。本論文で提案した新しい三次元位置センサがカプセル型医用機器の位置計測に大いに貢献することを期待する。

謝辞 日頃医学的な立場からご指導いただいた、東京慈恵会医科大学の穴澤貞夫教授、高尾良彦医師、松本孝嗣医師に深謝する。日頃から様々なご助言を頂いた日本光電工業株式会社の武田 朴氏と早稲田大学内山研究室諸氏に深謝する。

文 献

- 1) R. S. Mackay and B. Jacobson: *Nature*, **179**, 1239-1240 (1957)
- 2) G. Iddan, G. Merron, A. Glukhovsky and P. Swain: *Nature*, **405**, 417 (2000)
- 3) G. Costamagna, S. K. Shah, M. E. Riccioni, F. Foschia, M. Mutignani, V. Perri, A. Vecchioli, M. G. Brizi, A. Picciocchi and P. Marano: *Gastroenterology*, **123**, 4, 999-1005 (2002)
- 4) B. S. Lewis and P. Swain: *Gastrointestinal Endoscopy*, **56**, 3, 349-353 (2002)
- 5) F. P. Rossini and M. Pennazio: *Endoscopy*, **34**, 1, 13-20 (2002)
- 6) M. Hahne, H. E. Admaek, D. Schilling and J. F. Riemann: *Endoscopy*, **34**, 7, 588-590 (2002)
- 7) M. Appeleyard, Z. Fireman, A. Glukhovsky, H. Jacob, R. Shreiver, S. Kadirkamanathan, A. Lavy, S. Lewkowicz, E. Scapa, R. Shofti, P. Swain and A. Zaretsky: *Gastroenterology*, **119**, 6, 1431-1438 (2000)
- 8) C. Ell, S. Remke, A. May, L. Helou, R. Henrich and G. Mayer: *Endoscopy*, **34**, 9, 685-689 (2002)
- 9) D. F. Evans, G. Pye, R. Bramely, A. G. Clark, T. J. Dyson and J. D. Hardcastle: *Gut*, **29**, 8, 1035-1041 (1988)
- 10) E. V. Biryukova, A. Roby-Brami, M. Mokhtari and A. A. Frolov: *Journal of Biomechanics*, **31**, 1, 84 (1998)
- 11) H. Sagawa and M. Honma: *Electro-magnetism*, p.131-133, Springer-Verlag Tokyo, Tokyo, 1997 (in Japanese)
- 12) Y. Sibahara: *Fundamental of Numerical Analysis*, p.72-74, (Nissin, Tokyo, 1982) (in Japanese)

2003 年 8 月 4 日受理, 2003 年 12 月 19 日採録