

経鼻胃管先端位置の磁気的リアルタイム遠隔モニタリングシステムの開発

代表研究者 笹山 瑛 由 九州大学 大学院システム情報科学研究所 准教授

1 はじめに

嚥下障害の患者は、経鼻胃管を用いて直接胃へ薬剤や栄養を注入する必要がある。経鼻胃管は鼻を通じて胃まで挿入するものではあるが、胃ではなく誤って気管へ挿入するといった事故が報告されている。この状態で薬剤や栄養が注入されると、呼吸不全や肺炎などの致命的な事態を引き起こし、最悪の場合は死に至る。そのため、経鼻胃管の誤挿入の確認は極めて重要であり、その確認方法としてX線撮影が推奨されている。しかし、この手法は労力がかかるほか、被曝があるため実際には行われにくいことが多い。そのため、簡便に胃管先端部をモニタリングするシステムが求められている。[1]

海外では、経鼻胃管先端部の pH の情報をもとに胃に正しく挿入されているか否か判定する方法が種々報告されている。しかしながら、近年、当該方法では、薬の投与などがあった場合に正しく胃に挿入されているかが判定できないという論文報告[2]があり、この方法では限界があることが示されている。そのほかの方法として、炭酸ガスを測定することによって、経鼻胃管が肺に挿入されていることを判断する方法[3]も検討されているが、炭酸ガスは胃内にも存在しうるため、臨床実験段階で実用化には問題があった。

そこで、電磁気を用いた方法として、磁気センサーを体内に挿入して経鼻胃管先端部をモニタリングする方法[4]が報告されているが、体内に有害物質を挿入するため、臨床応用が困難という課題があった。ほかの電磁気手法としては、胃管先端部に永久磁石を取り付けて胃管を体内に挿入し、直流磁界を計測するための MI (Magneto-Impedance) あるいは MR (Magneto-Resistive) センサーなど、ナノテスラ (nT) ～マイクロテスラ (μ T) オーダーの感度を持つ磁気センサーを体外にアレイ状に配置して磁界を計測し、逆問題解析手法を用いることにより先端部の位置を推定する手法がある[5]–[8]。一方、これらの手法においては、永久磁石からの直流磁界を計測しているため、同じ直流磁界である地磁気の影響を少なからず受ける。特に、永久磁石がセンサーから離れている場合は、永久磁石からの磁界が相対的に小さくなるため、地磁気の影響や外部磁性体の磁化の影響なども受け、位置推定が困難になる等の課題があった。

一方、胃管先端部のモニタリング以外の研究として、磁気マーカーを用いたがんイメージングの研究がある。磁気マーカーとは、磁気ナノ粒子を高分子でコーティングし、そこに検査抗体を結合させたものであり、磁気ナノ粒子のイメージングの他、免疫検査、磁気的ハイパーサーミアなど、多数の応用例が報告されている。その磁気マーカーの応用研究では、その磁気マーカーを体内に注入し、癌に蓄積させてがんの位置を特定する（磁気ナノ粒子のイメージング）というものである。磁気ナノ粒子のイメージング手法には様々あるが、代表研究者は、交流励起磁界を用いて磁気ナノ粒子を磁化して、アレイ状に配置した検出コイルによって磁気ナノ粒子からの磁界信号を検知し、逆問題解析により位置推定を行う研究を行っている[6], [7]。そのほか、胃管先端部の検知をする先行研究として軟磁性体[8]を用いるものがある。

そこで本研究では、永久磁石の代わりに軟磁性体を用い、交流磁界で軟磁性体を磁化させて、それにより生ずる磁界を検出してリアルタイムに検出するための研究開発を行った[9]。また、経鼻胃管が正しく挿入されているか否かをタブレット端末等でリアルタイムにモニタリングできるシステムを構築した。これにより、看護師による経鼻胃管の誤挿入の事故が回避できるものと期待できる。

2 イメージングシステムの開発

2-1 システム概要

図1に先行研究[7], [9], [10]を参考に作成した計測システム全体の概要図を示す。まず、励起コイルによって交流磁界を生成し、人体内に挿入された経鼻胃管先端部にある磁性体を磁化する。その磁化した磁性体によって生ずる変動磁界を検出コイルによって検出する。先行研究においては磁気ナノ粒子からはその磁化特性の非線形性により高調波磁界が生ずるためそれを検出するが、本研究の計測条件においては、磁性体からはほとんど高調波磁界が生じないことが分かったため基本波磁界の検出を行った。検出された磁気信号はPC（サーバ）に送られ、そこで、永久磁石の位置を計算（逆問題解析）し、その結果（位置情報）を別の端末（ここではタブレットPC）に転送し、経鼻胃管先端位置が容易に分かるよう画像で表示する。この表示方法は、二次元的にも三次元的にもリアルタイムで表示できるようになっており、素人でも容易に経鼻胃管先端位置が分かるアプリケーションの開発を行った。

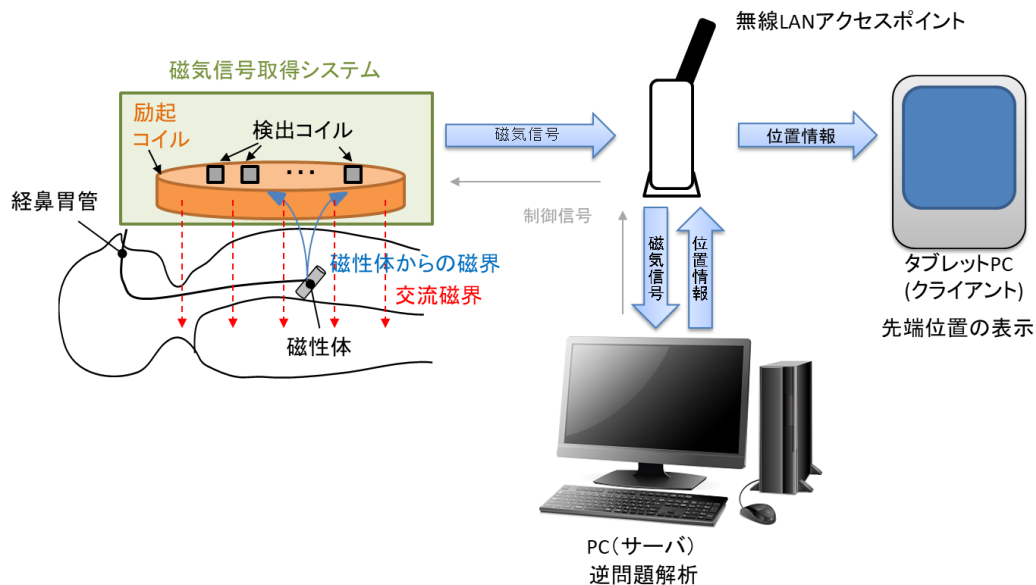


図1 計測システム全体の概要図（出典：参考文献[9]より）

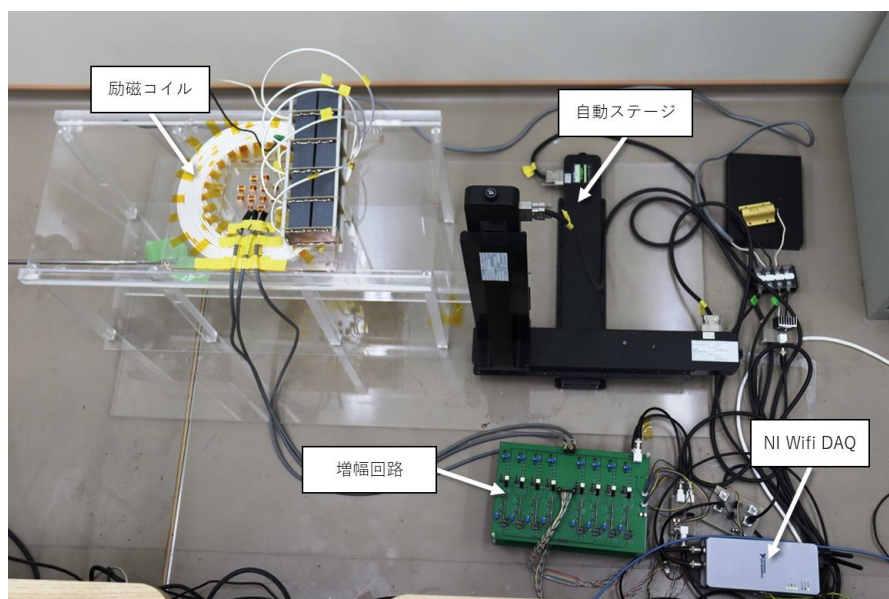


図2 計測システムの写真

図 2 に、実際に作成したシステムの写真を示す。磁気信号の取得の基礎検討のため、ここでは、自動ステージによって磁性体の位置を変更するシステムとなっているが、実際に当システムを人に適用する場合は不要となる。実際には、励磁コイルの下に人が仰向き状態でいる状態で、経鼻胃管を挿入して使用する。増幅回路や Wi-Fi DAQ 等の電子機器は、励磁コイルからの強磁界の影響を受けぬよう、離れた位置に配置している。

2-2 励磁コイルおよび検出コイルならびにその制御方法

励起磁界の信号は、バイポーラ電源（エヌエフ回路設計ブロック、BP4610）を用いて増幅して励起コイルを励磁する。励起コイルには共振用キャパシタを直列に接続し、低電圧でも大電流を通电できるようにしている。本研究においては、共振周波数を 1 kHz とした。（この周波数の設定についての詳細は後述する。）励起コイルの大きさは内径 200 mm、外径 280 mm、高さ 20 mm、巻数は 50 ターンである。先行研究[9], [10]においては、コイルの電線として、高周波でも表皮効果を抑制し抵抗値の上昇を抑制できるリッツ線を用いているが、その先行研究に比べて低周波で励磁することから、一般的な銅の撚線の導線（FEP ふっ素樹脂絶縁電線（5.5SQ））を用いた。

検出コイルは内径 6 mm、外径 10 mm（平均直径 8 mm）、高さ 10 mm、巻数は 1200 ターンである。導線には $\Phi 0.1$ mm のポリウレタン線を用いた。検出コイルは 12 個配置し、隣り合う検出コイルとは（中心間距離で）20 mm 離れた。検出コイルは、励起磁界の直接磁界を受けぬよう、励起コイルで生ずる磁界と直交する方向に配置した。しかし、機械的精度の限界などにより励起磁界を検出コイルが受けて数 V 程度生ずるため、大きな増幅率で増幅することが困難である。そこで、別の D/A コンバーターで生成して、その直接励起磁界を補償した。

計装アンプを用いて、検出コイルと D/A コンバーターで生成した補償電圧との差分電圧を増幅した。補償電圧の時間波形は、励磁電流と同一の周波数の正弦波であり、反転入力端子および非反転入力端子間の電圧ができるだけ 0 になるよう位相と振幅を調整した。なお、ここで計装アンプの増幅に影響を与えない程度に補償電圧を生成できていればよく、完全に 0 にする必要はない。計装アンプの増幅率は外部抵抗 R_0 で変更可能であり、ここでは 500 倍とした。

2-3 逆問題解析

図 1 に示す PC（サーバ）にて、計測された磁気データから磁性体の位置推定を行う逆問題解析を行う。逆問題解析には種々の方法があるが、代表研究者が以前、脳波・脳磁の逆問題解析に関する研究を行っていた経験を活かし、その研究分野で広く用いられている手法を適用することを考えた。具体的には、ダイポールフィッティングによる方法[8]や、空間フィルタ[13]、特に、ミニマムバリエーション空間フィルタ（あるいはミニマムバリエーションビームフォーマ[14]や SAM（Synthetic Aperture Magnetometry）[15]）と呼ばれる方法を検討した。ここでは、計算速度を高速化しやすく、かつ、ノイズに対してロバストな手法であるミニマムバリエーション空間フィルタを用いたもの、また、推定位置のずれが理論上ない、アレイゲイン制約付きミニマムバリエーション空間フィルタによる逆問題解析を行う方法について述べる。

アレイゲイン制約付きミニマムバリエーション空間フィルタ $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ は、次式のように表される[13]。

$$\mathbf{W}(\mathbf{r}) = \mathbf{C}^{-1} \mathbf{L}(\mathbf{r}) [\mathbf{L}^T(\mathbf{r}) \mathbf{C}^{-1} \mathbf{L}(\mathbf{r})]^{-1} \cdot \begin{bmatrix} \|\mathbf{l}_x(\mathbf{r})\| & 0 & 0 \\ 0 & \|\mathbf{l}_y(\mathbf{r})\| & 0 \\ 0 & 0 & \|\mathbf{l}_z(\mathbf{r})\| \end{bmatrix} \quad (1)$$

ここで、 $\mathbf{W}(\mathbf{r})$ は位置ベクトル $\mathbf{r}$ に関する空間フィルタ（各センサーの計測値 $\mathbf{v}(t)$ に対する重みベクトル）、 $\mathbf{C}$ は計測共分散行列、 $\mathbf{l}_x(\mathbf{r})$ 、 $\mathbf{l}_y(\mathbf{r})$ 、 $\mathbf{l}_z(\mathbf{r})$ はリードフィールドベクトル、 $\mathbf{L}(\mathbf{r})$ はリードフィールド行列（ $\mathbf{L}(\mathbf{r}) = [\mathbf{l}_x(\mathbf{r}), \mathbf{l}_y(\mathbf{r}), \mathbf{l}_z(\mathbf{r})]$ ）である。アレイゲインと言われている所以は、重みベクトルとリードフィールドベクトルの積が 1 ではなく、リードフィールドベクトルのノルムとなる制約を加えて算出しているためである。この空間フィルタを用いて、 $\mathbf{r}$ における推定信号 $\hat{\mathbf{s}}(\mathbf{r}, t)$

$$\hat{\mathbf{s}}(\mathbf{r}, t) = \mathbf{W}(\mathbf{r})^T \mathbf{v}(t) \quad (2)$$

の分散（パワー）を計算し、それが最大となる場所が磁性体の場所と仮定して位置推定を行う。なお、ハット（^）は推定量を表す。

2-4 ネットワークシステム

図 1, 2 に示す通り, システムを取り扱いやすくするため, ワイヤレスのネットワーク (Wi-Fi) で動作するシステムの構築を行った.

計測された磁気信号を, 無線 LAN アクセスポイントを経由して逆問題解析を行う PC に転送する. その PC によって逆問題解析を行って磁性体の位置特定をした結果を, 同無線 LAN アクセスポイントを経由してタブレット PC に転送し, そこに磁性体の位置の表示をする. なお, 励起コイルの励磁電流等はサーバ PC から無線 LAN アクセスポイントを経由して送付する. ここで, 励磁電流を計測しなくても当システムは制御できるものとも考えられるが, 励磁電流によるコイルの発熱によりコイル抵抗が増加し, 一定電圧のまま例示した場合, 励磁電流が減少することになる. 一方, 励磁磁界は励磁電流の大きさに比例する. 励磁磁界が変化しないようにするため, 励磁電流を計測し, それが減少した場合励磁電圧を増加させる, フィードバック制御を行っている.

磁気ナノ粒子のイメージングのシステムにおける励磁周波数は, 検出感度を上げるために本研究よりも高めであり, 5.4 kHz である. そのため, 比較的高速な A/D コンバーター (NI Corp., PXIe-4303, 51.2 kS/s/ch, 分解能: 24 bit) を用いていた. この時の A/D コンバーターから送付されるデータのビットレートは, 励磁電流の計測値も同 A/D コンバーターで計測していることを踏まえると,

$$24 \text{ bit} \times 51.2 \text{ kS/s/ch} \times 2 \text{ ch} + 24 \text{ bit} \times 50 \text{ kS/s/ch} \times (16 \text{ ch} + 1 \text{ ch}) \cong 23 \text{ Mbit/s} \quad (3)$$

となり, 先行研究のシステムをそのまま Wi-Fi で無線化すると不安定になる. そのほか, 高速な A/D コンバーターを使用した場合, システム全体が高コストとなる. そこで, 低コスト化, 低ビットレート化を図るため, 励磁周波数を 5.4 kHz から 1 kHz に低下させた. これは, 5.4 kHz の信号の場合, サンプリング定理より, 10 kS/s の A/D コンバーターの計測帯域から外れるためである.

図 3 に, 磁気信号取得部分の詳細図を示す. 図 3(a)に示す通り, Wi-Fi 接続型の CompactDAQ シャーシ (NI Corp., cDAQ-9191) に搭載した D/A コンバーター (NI Corp., NI-9260, 最大 51.2 kS/s/ch, 分解能: 24 bit, チャンネル数: 2) を用いて, 励起磁界の信号 (正弦波信号) およびその交流励起磁界を補償するための補償電圧信号を生成した. また, 増幅した磁気信号は, Wi-Fi 接続型の CompactDAQ シャーシ (NI Corp., cDAQ-9191) に搭載した A/D コンバーター (NI Corp., NI-9202, 10 kS/s, 分解能: 24 bit, チャンネル数: 16) でデジタル信号に変換 (量子化) した. この時, A/D コンバーターから送付されるデータのビットレートは,

$$24 \text{ bit} \times 51.2 \text{ kS/s/ch} \times 2 \text{ ch} + 24 \text{ bit} \times 10 \text{ kS/s/ch} \times (12 \text{ ch} + 1 \text{ ch}) \cong 5.6 \text{ Mbit/s} \quad (4)$$

となり, 無線 LAN でも十分リアルタイムで通信できるものとなる. さらに, D/A コンバーターの部分も自律的な発振システムに置き換える (つまり, 先に記述したフィードバックシステムも励磁回路側に組み込む) と, 更にビットレートを削減することは可能である. なお, 検出コイルは, 先行研究では 16 個としていたがその個数を 12 個に減らしているのは, ビットレートの削減を目的としている他, NI-9202 に搭載している A/D コンバーターの数 16 であり, 励磁電流の計測も同時に計測することも踏まえるとチャンネル数が不足したためである.

ところで, 本システムにおいては磁気計測データだけでなく位置推定結果のデータも転送する必要があるが, 位置推定結果 (x, y, z) を倍精度型 (64 bit) で 1 秒ごとに送付することを考えると, 192 bit/s となり, 先ほどのビットレートに比べて無視できる量であることが分かる.

得られた磁気計測データの時間波形に対しサーバ側で高速フーリエ変換 (FFT) を行い, 励磁電流を基準に実部 (同相) 成分と虚部 (直交) 成分に分離した. 途中, 増幅器の位相遅れ等があり完全に合致しないことに注意は必要ではあるが, 虚部成分が励起磁界とほぼ同相となる. 得られた基本波成分から, その変化量を算出することにより励磁コイルからの磁界分を除去し, 磁性体からの磁界を算出した.

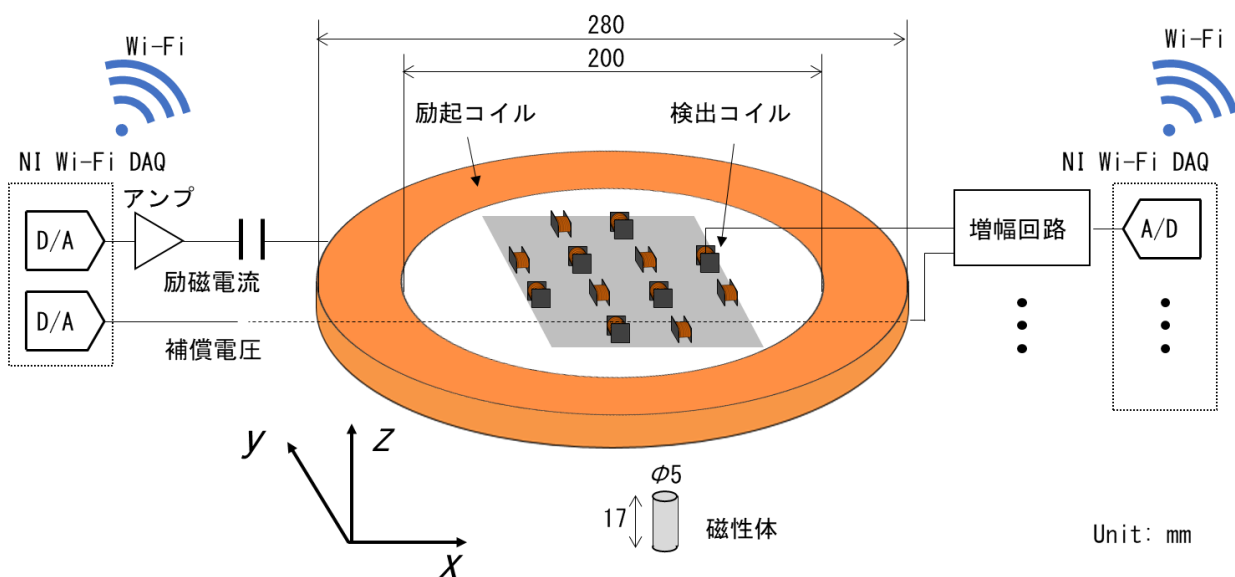


図3 磁気信号取得システムの詳細

2-5 検証方法

軟磁性体として、 $\phi 5 \text{ mm} \times 17 \text{ mm}$ の軟磁性体（45 パーマロイ）を用いた．なお，他の軟磁性体として，純鉄やニッケルなどが挙げられ，それらについても基礎的な検討を行った．アクリル製の板材に軟磁性体を取り付け，それを x , x , z 軸方向に自動ステージ（シグマ光機，OSMS26-300 (XY) および OSMS26-300 (Z)）を用いて， x 方向または y 方向に移動しては，検出コイルで生ずる電圧を 1 s 間計測することを繰り返して基本波電圧スペクトルの画像を得た．なお，励起コイルの軸を z 軸とし， $z = 0 \text{ mm}$ を励起コイル下面（方向は， z が正の場合コイル側，負が磁性体側）， $x = 0$, $y = 0$ を励起コイル中心と定義する． x , y 軸方向には 5 mm, z 軸方向には 40 mm 間隔で移動させて，磁性体からの磁界を計測した．

本研究成果の要約においては，45 パーマロイの方向は，軟磁性体の軸の方向ベクトルが $(0, 0, 1)$ 方向，すなわち，励磁方向と同一の場合の結果のみを示す．その他の結果については，参考文献[12]を参照いただきたい．

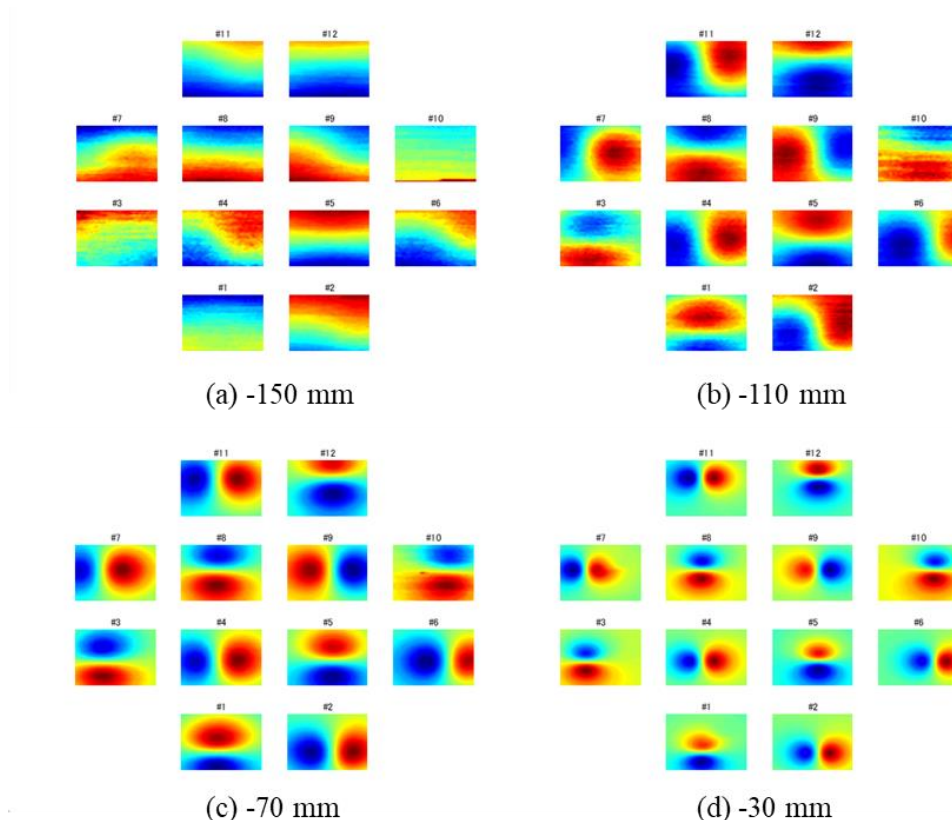


図4 45 パーマロイを配置時の検出コイルの虚部電圧 (1 A 通電時)

2-2 結果および検討

図4に、励磁電流振幅を1 Aとし、 $z = -150, -110, -70, -30$ mmの位置で45パーマロイの軸の方向ベクトルを $(0, 0, 1)$ として配置した状態で x - y 平面上で軟磁性体を走査した時の、それぞれの検出コイルで計測された増幅後の計測電圧(虚部成分)を示す。(＃は、便宜上付けたコイル番号を示している。)なお、カラースケールは、各チャンネルにおいて、最大値が赤、最小値が青、中間値が緑となるようにしている。図に示す通り、深い位置になるほど45パーマロイからの磁束の広がりが大きく、また、その分布に歪みが生じている(円形ではなくなってきている)ものの、 $z = -150$ mmでもその磁界が計測できていることが分かる。なお、純鉄についても同様の結果であり、ニッケルについても、信号はやや弱まるのものの同様の結果であった。

ここでは補足として、一番信号強度が強く現れ、明瞭となっている図4(d)を使って、磁気信号の現れ方について説明する。本研究においては、コイルの軸が z 軸方向(方向ベクトル $(0, 0, 1)$)であるため、磁性体もその向きに磁化される。すると、その向きに沿って磁性体から磁界が発生する。今、コイルは x 方向もしくは y 方向を向いている。そのため、コイル直下に磁性体があったとしても、磁界は x, y 方向ではなく z 方向となっているため、磁性体からの磁界を検出することはない。一方、コイルの端部近傍に磁性体がある場合は、磁性体によって生じた磁界を検出することになる。例えば、検出コイル＃1であれば軸の方向が y 方向のため、 y 方向に少し離れた場所で磁界を検出することになる。なお、磁性体の位置によっては磁界の方向が逆になるため検出コイルからの電圧の極性も逆となる。

検出コイルでの検出感度を高めるため、励磁周波数をできるだけ高めている。一方、その場合、検出側のサンプリングレートも上げる必要があり、結果、Wi-Fiのビットレートも上げる必要が出てくる。本研究では、そのような制約を考慮し、安定的にWi-Fiでデータの伝送ができるよう励磁周波数は1 kHzと定めた。これにより、感度は先行研究[10]よりも下がる事にはなるが、図4に示す通り、 $z = -150$ mmでも磁性体からの磁界が計測できていることから、人体内部に挿入された状態で経鼻胃管先端部の磁性体の位置検出ができる可能性を示している。

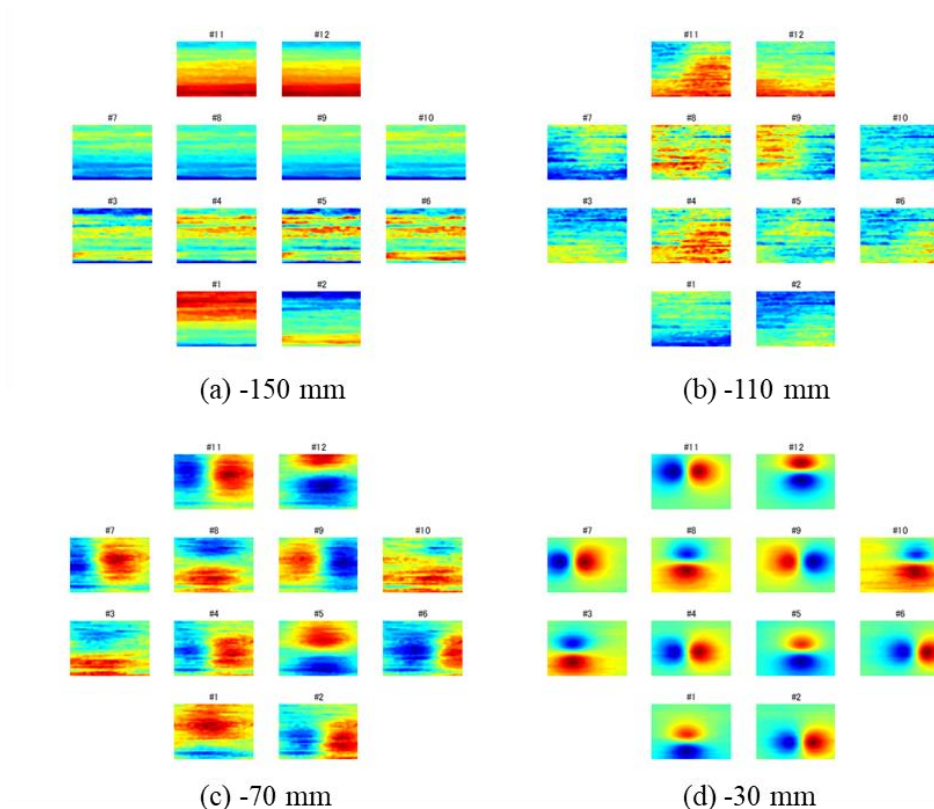


図5 軟磁性体を配置時の検出コイルの虚部電圧 (10 A 通電時)

図5に、励磁電流振幅を10 Aとし、 $z = -150, -110, -70, -30$ mmの位置で軟磁性体の軸の方向ベクトルを(0, 0, 1)として配置した状態で x - y 平面上で軟磁性体を走査した時の、検出コイルの増幅後の計測電圧(虚部成分)を示す。図に示す通り、図4の結果に比べて磁性体による磁界分布がぼやけていることが分かる。とくに、 $z = -150, -110$ mmの場合は、画像が乱れているように見える。励磁電流振幅を大きくすれば、励磁磁界も大きくなって磁性体も強く磁化するため、検出コイルで計測される磁性体からの磁場も大きくなると考えられるが、実験結果はそれに反している。この要因は、励磁電流によるコイルの発熱や軟磁性体が加熱される等の影響を受けているものと考えられる。この結果より、励磁電流振幅を最適化すれば、磁性体からの磁界をより安定して計測できる可能性があるため、引き続き検討していきたいと考えている。もしより高感度化が図れるのであれば、磁性体の大きさを小さくでき、患者の負担を軽減できるものと期待できる。また、励磁電流が少なくてもよいのであれば、励磁用の電源装置をより小型・軽量・安価にすることができるものと期待できる。

本研究では、磁気ナノ粒子イメージングのシステムをベースとしているため z 軸方向に磁性体を磁化しているが、今後、経鼻胃管の位置検出の応用(磁性体の検出)に適した励起コイルの開発を行いたい。また、検出コイルでの検出感度を高めるため、ビットレートやA/Dコンバーターのサンプリング周波数を鑑みて1 kHzと定めた。一方、周波数が高いほど磁性体に表皮効果が生ずるため、磁性体全体が磁化しにくく、また、渦電流により局所的に加熱する等の別の現象が生ずる。このため、磁性体の位置検出に向けて励磁磁界強度や周波数に関して改善の余地が残っている。また、磁化のしやすさは磁性体の種別だけでなくその大きさや形状にもよる[11]ことから、これらも今後検討していきたい。

本研究では、基礎検証用のシステムゆえ、Wi-Fiでは磁気の計測データをそのままサーバに転送しているため比較的高いビットレートとなっている。このビットレートを削減するには、磁気データの計測データをそのまま転送せず、一旦、FFTを行い、基本波のスペクトルの情報だけ転送すると、必要なビットレートは大幅に減少する(約1/10000)。増幅器やA/Dコンバーター周辺の装置の小型化を実現することができれば、磁気信号取得システムとサーバが離れた位置でも(インターネットを介しても)安定して本システムを用いることが可能と考えられる。

3 長時間安定計測に向けた検討

3-1 方法

本研究で開発しているシステムにおいては、励磁電流を一定になるようにフィードバック制御しているが、興味深いことに、必ずしも磁界分布が一定になっていないような結果が得られている。特に、磁性体からの磁気信号が小さい場合（例えば、図 4(a)）のとき顕著に表れていることが確認でき、 y 軸方向に傾斜している成分があるように見える。これは、何らかの計測条件の変化を反映しているものだと考え、その計測条件の変化の一つに温度変化だと考えられた。そのため、この計測条件の変化の影響を抑制することを検討した。

ところで、順問題を解くときには、リードフィールド行列、ないし、リードフィールドベクトルを予め求めておく必要がある。リードフィールド行列 $\mathbf{L}(\mathbf{r}) = [L_x(\mathbf{r}), L_y(\mathbf{r}), L_z(\mathbf{r})]$ を用いて、順問題は次式で表される。

$$v(t) = \iiint \mathbf{L}(\mathbf{r}) \mathbf{s}(\mathbf{r}, t) dV \quad (5)$$

このリードフィールド行列を事前に求める方法としては、ビオサバール則などの電磁気の公式を用いて数値解析によって求める方法や、有限要素法や境界要素法などによる電磁界シミュレーションによって求める方法など種々あるが、実験装置周辺に磁性体などがある場合など、実際の実験環境を考慮して精密な値を算出することは困難である。特に、本研究では、検証用に用いている自動ステージに磁性体を含んでおり、それが外乱となる。また、磁気センサーと磁性体との距離が離れていることから、外部環境の影響を受けやすい。そこで、実験的にリードフィールド行列を取得する方法を取った。この方法は、単に、磁性体を動かしては計測値を計測し、その計測値そのものをリードフィールド行列とするというものである。本手法は非常にシンプルであるもののリードフィールド行列の空間分解能を上げる、つまり、計測個所を多くするときに、計測時間が長時間（数時間～数日）となる事が課題となる。この間、周辺の外気温が変化するに伴い、回路の温度等が変わり、雑音特性が変わる。特に、強電流を流した場合、励磁コイルが発熱していることが経験的に分かっており、この発熱が励磁コイルの素線の中の電流分布に影響を与えているものと推察された。また、リードフィールド行列の計測のために長時間連続して計測した場合、その時間経過に伴って検出コイルの電圧波形と補償電圧波形との差が広がり、場合によっては計測が不可能なほどになるほど、検出コイルの電圧波形が変化するなど、計測安定性に関する課題があった。また、図 5 の結果において強電流によって画像が歪んでいるが、それを抑制することができれば、更に深部の磁性体の検出が可能となりうる。そこで、励磁コイルの温度が一定になるシステムについて検討を行い、その効果について検証を行った。

図 6 にその実験概略図を示す。使用機材としては、基本的には、先行研究のシステム一式を用いて検討を行った。本研究と寸法は同一であるが、FEP ふっ素樹脂絶縁電線ではなく（先行研究[9], [10]で用いていた）リッツ線を用いている点が異なる。また、励磁周波数も 5.4 kHz として実験を行った。冷却方法としては、液体の冷媒を用いて冷却を行い、その液体の冷媒はポンプで循環させた。なお、ポンプで循環させるため、コイル上部の開放部分以外の循環経路は全て密閉とした状態になるようにした。循環系路の途中にはラジエーターを設けて、冷媒の温度がほぼ一定の温度になるようにした。ラジエーターやポンプなどの磁性体を含むものは、励磁コイルから離して配置した。また、コイル巻枠部分については、コイルが冷媒に完全に漬かるよう、さらに、その冷媒が漏れぬよう、GFRP 製のコイル巻枠を新規に作成した。

冷媒の効力を確認するため、コイルの温度はサーモグラフィーカメラ（カイセ、KG-500）によって計測を行い、冷媒で冷却した場合としない場合とで比較および検討を行った。

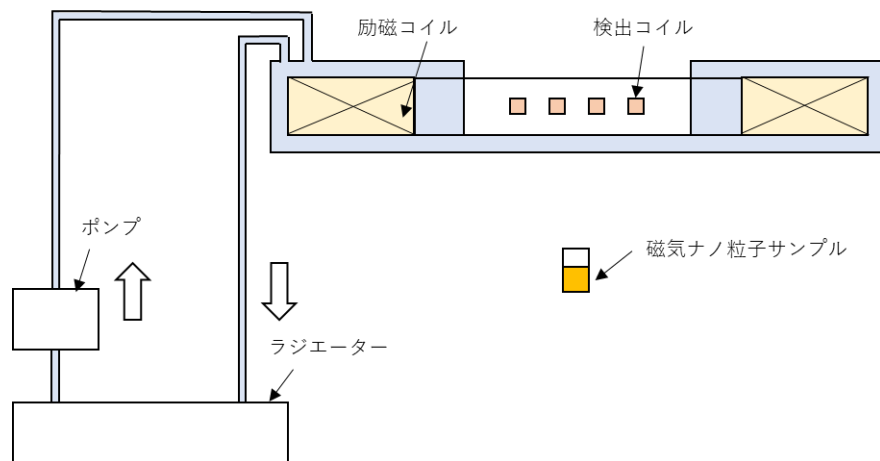


図6 長時間安定計測に向けた実験概略図.

3-2 結果および検討

図7に、サーモグラフィカメラで励磁コイルの温度を計測した結果を示す。赤や白の部分は熱が高いことを意味し、青い部分は温度が低いことを意味している。また、温度が最大となっている部分については赤字で温度が示されている。図7(a)より、対策前（冷却前）の場合、外気温が24.5℃の時、温度が最大の箇所で47.3℃となっており、温度上昇は22.8℃となる。一方、図7(b)より、対策後（冷却後）の場合、外気温が23.8℃の時、温度が最大の箇所で38.0℃となっており、温度上昇は14.2℃となる。（なお、ここでの温度はコイル巻枠の表面温度を計測していることに注意が必要であり、コイルの表面温度は60℃前後となっているほか、コイルの内部温度はそれよりも高いものと推察される。）このことにより、冷却することにより温度上昇は半分程度に抑えられていることが分かる。

また、最大の箇所冷媒を入れない場合は3時間以上も時間変化し続けるのに対し、冷媒を入れることによって励磁コイルの温度変化は1時間程度でほぼ一定となり、また、それに伴い、検出コイルの電圧波形と補償電圧波形の差異についてもほぼ一定になる事を確認した。このことは、主要因が検出コイルの温度変化であり、その変化を抑制することで安定した計測ができることを示唆している。

冷媒として絶縁体（誘電体）のものを種々選択して実験を行った。冷媒を入れるということは、コイルの導体間に誘電体（特に、誘電率が1を超えるもの）を入れることを意味する。すなわち、線間容量が増す。もしこの線間容量が大きくなった場合、励磁コイルの共振条件が変わるほか、励磁コイルから生ずる磁界分布も変化する等、様々な悪影響が懸念された。一方、実験の結果、比較的低周波の励磁周波数（5.4 kHz）であれば、冷媒を使ったことによる悪影響はほとんどないことを確認できた。このことから、本システムにおいて冷媒を用いてコイルを冷却することが有効であることが分かった。

本研究では、温度分布をサーモグラフィで撮像した結果など、まだ基礎的なデータの収集に留まっており、定量的評価が十分ではないため、その点を今後評価していきたい。また、温度が励磁コイルの回路定数に与える影響を分析し、その温度を計測して補正する、または、特定の温度になるよう制御をかけることにより安定した計測システムの構築を行いたい。

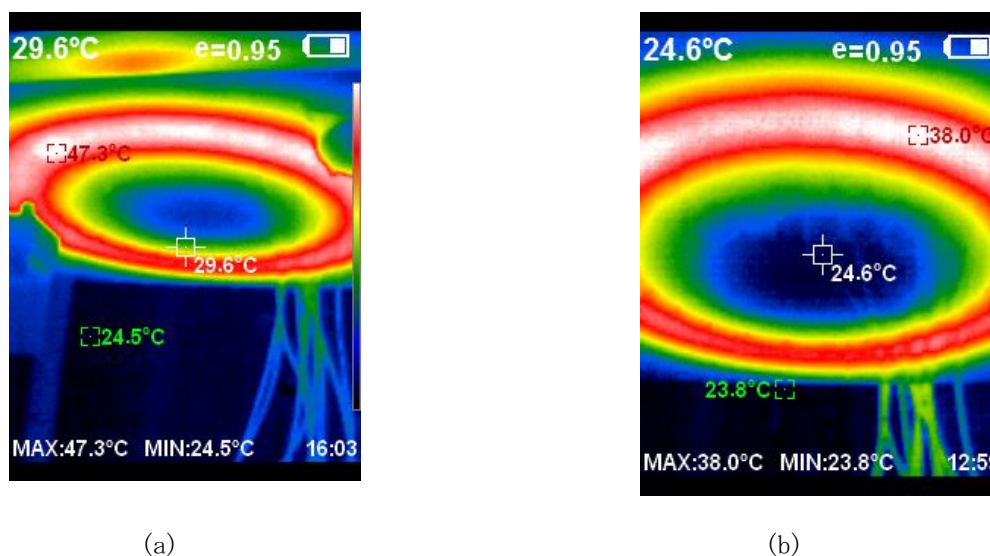


図7 温度分布. (a)対策前, (b)対策後.

まとめ

本研究では、経鼻胃管先端部のリアルタイムの位置推定の応用を目指し、交流励起磁界を用いて経鼻胃管先端部に取り付けた軟磁性体を磁化し、複数の検出コイルで磁場を検知するための磁氣的リアルタイム遠隔モニタリングシステムの開発を行った。その結果、軟磁性体の深さ（励起コイルおよび検出コイルからの距離）が150 mm程度でも磁気信号が得られることが分かった。このことから、経鼻胃管先端部の位置推定への応用が十分期待できると言える。また、コイルの温度が計測システムに与える影響が大きいことが明らかになり、その影響を抑制する方法として冷媒を用いるとよいことが分かった。

当システムは、ビットレートが少ないことから、インターネット等の広域ネットワークを介しても、そのネットワークに負担をほとんどかけることなくモニタリング可能となる。このことから、本システムを用いて在宅医療においても専門医からの適切な助言・指導を受けられ、医療について素人である患者の家族でも経鼻胃管を使用することが可能となりうる、それにより、医療費の問題のみだけでなく患者のQOL(quality of life)向上や精神的安定を図ることができるなど、幅広い応用先が考えられる。

【参考文献】

- [1] 中村 敦司, 後藤 雄治, 宮崎 吉孝, 高橋 則雄, “直流磁界を用いた経鼻胃管先端部の非接触位置推定法の提案”, 非破壊検査, 62 巻, 11 号, pp.562-569, 2013.
- [2] A. M. Rowat, C. Graham, and M. Dennis, “Study to determine the likely accuracy of pH testing to confirm nasogastric tube placement,” *BMJ Open Gastroenterol.*, Vol. 5, No. 1, Art. no. e000211, 2018.
- [3] S. M. Burns and J. D. Truwit, “Report on the development of a procedure to prevent placement of feeding tubes into the lungs using end-tidal CO2 measurements,” *Critical Care Medicine*, Vol. 29, no. 5, pp. 936-939, 2001.
- [4] Y. Gotoh, A. Nakamura, and Y. Miyazaki “Evaluation of electromagnetic measuring technique of tip position of nasogastric tube using evolution strategy,” *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 50, no. 2, 2014.
- [5] T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku: Application of Minimum Variance Beamformer for Estimation of Tip Position of a Nasogastric Tube, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 50, No. 11, Art. No. 5101404, 2014.
- [6] T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku: Improving Estimation Accuracy of Nasogastric Tube Tip Position Using Predata, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 51, No. 11, Art. no. 5101504, 2015.
- [7] T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku: A Gastric Tube Monitoring System for Clinical Applications, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 53, No. 11, Art. No. 8109104, 2017.
- [8] T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku: Improving Tip Position-Estimation Performance of Gastric Tube by Compensating Geomagnetic Field with Offset Coils, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 54, No. 11, Art. no. 5101005, 2018.
- [9] T. Sasayama, T. Yoshida, and K. Enpuku: Two-Dimensional Magnetic Nanoparticle Imaging Using Multiple Magnetic Sensors Based on Amplitude Modulation, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 505, Art. no. 166765, 2020.
- [10] T. Sasayama, N. Okamura, and T. Yoshida: Sensitivity Improvement of Magnetic Nanoparticle Imaging by Compensation with Digital-to-Analog Converter, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 57, No. 2, Art. no. 5300605, 2021.
- [11] 武内 裕香, 田中 慶太, 内川 義則, 栗城 眞也, “経鼻栄養チューブ先端位置の磁氣的検出法の開発”, 電気学会論文誌C, 133 巻, 11 号, pp.2075-2081 (2013)
- [12] 笹山 瑛由, 後藤雄治, “交流励起磁界による軟磁性体の位置検出に向けた基礎検討”, 日本非破壊検査協会 第 25 回表面探傷シンポジウム講演論文集, pp.23-28 (2022)
- [13] K. Sekihara and S. S. Nagarajan, *Adaptive Spatial Filters for Electromagnetic Brain Imaging*, Springer, 2008.
- [14] B. D. Van Veen, W. Van Drongelen, M. Yuchtman, and A. Suzuki, “Localization of Brain Electrical Activity via Linearly Constrained Minimum Variance Spatial Filtering,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 44, No. 9, pp. 867-880, 1997.
- [15] S. E. Robinson and J. Vrba, “Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry (SAM),” *Recent Advances in Biomagnetism* (ed. I. Yoshimoto, M. Kotani, S. Kuriki, H. Karibe and N. Nakasato), pp. 302-305, Tohoku University Press, Sendai, 1999.

〈発 表 資 料〉

題 名	掲載誌・学会名等	発表年月
医療用磁気イメージングシステムの実用化に向けた高感度磁気センサアレイの実装法に関する検討	エレクトロニクス実装学会 春季講演大会 予稿集	2021 年 3 月
交流励起磁界による軟磁性体の位置検出に向けた基礎検討	日本非破壊検査協会 第 25 回表面探傷シンポジウム講演論文集	2022 年 3 月