

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 18 日現在

機関番号：33302

研究種目：若手研究(B)

研究期間：2013～2014

課題番号：25870850

研究課題名(和文)自由空間型手術ナビの開発 - 低周波磁気信号を利用した高精度位置観測システム -

研究課題名(英文)Development of a free-space surgical navigation system - magnetic marker localization system using a low-frequency magnetic signal -

研究代表者

小山 大介(Oyama, Daisuke)

金沢工業大学・先端電子技術応用研究所・講師

研究者番号：60569888

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,200,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では、周囲に金属機器が存在する環境でも利用可能な手術ナビゲーションシステムの実現に向け、100Hz～1kHzの超低周波磁気信号を利用した位置検出システムを開発した。試作したシステムを利用した動作実験では、磁気マーカー位置の計測精度、領域、速度等について概ね目標とする性能が得られることを確認した。また、金属器具が近傍に存在する場合でのシミュレーションや位置計測実験を行い、本手法の有効性を示すことができた。

研究成果の概要(英文)：In this study, we developed a magnetic marker localization system using a super-low frequency signal (100～1 kHz) in order to realize a “metal-free” surgical navigation system. The performance of the system satisfied aimed specifications, e.g. measurement accuracy, area, speed. The efficiency of the proposed method was demonstrated by simulations and experiments even though a metal tool was present in the observation area.

研究分野：磁気計測

キーワード：手術ナビゲーション フラックスゲート磁束計

1. 研究開始当初の背景

外科手術の際、手術器具の位置を3次元的にリアルタイムで検出し、術前に撮像したX線CTやMRIの画像と重ね合わせて表示し、手術の安全性や確実性を支援する「医療用ナビゲーションシステム(手術ナビ)」という技術がある。「カーナビ」が自動車の運転を補助するのと同様に、手術ナビは近年の外科手術にとって欠かせない補助システムである。

手術器具の位置を検出するための方法として、大きく分けて光学式と電波式の2種類の方式が用いられる。光学式は観測対象のマーカがカメラの死角に入ると測位できないが、高い時間分解能や位置測定精度が得られるという点から、現在では主流の計測方式となっている。一方、電波式はカメラの死角を気にすることは無いが、周囲に金属が存在する環境では使用することが難しい。これらの欠点を補い、金属製の器具や機械が存在する環境でも高精度で3次元位置を観測できる手術ナビが切望されている。

2. 研究の目的

そこで、従来の電波式を、導体の存在による歪みの少ない数十~数百Hzの低周波磁場変動に置き換える事によって、環境によらず高精度な位置検出が可能な手術ナビを実現できると考えた。

本研究ではその第一歩として、低周波磁気計測による位置観測技術を確立することを目的とした。

3. 研究の方法

低周波磁気計測による位置観測技術の実現のため、本研究では(1)低周波利用の有効性の確認と(2)高精度位置観測システムの構築を行った。

4. 研究成果

(1) 低周波利用の有効性に関する検討

はじめに、本手法の有効性を確認するため、シミュレーションによって位置計測誤差の周波数依存性を検討した(Oyama et al, IEEE Trans. Magn., 2014)。

図1にシミュレーションモデルを示す。200 mm × 200 mmの平面上に並べたセンサアレイを仮定し、(5, 5, 5)の位置に置いたマーカコイルが発する磁場分布を導出した(図2(a))。また、金属棒が図1のような位置にあり、マーカ信号の周波数が100 Hzの場合と100 kHzの場合の磁場分布の歪みを図(b)及び(c)に示す。100 Hzの場合では磁場分布の歪みが最大0.004%だったのに対し、100 kHzでは最大5%の歪みが生じる事が分かった。

また、図3に磁場分布および位置観測誤差の周波数依存性を示す。左縦軸(□)は、全観測点における磁場分布歪みの実効値を示しており、右縦軸(○)は金属棒が無い場合

とある場合の位置計測誤差の比を示している。いずれもマーカ信号周波数が1 kHzを超えると歪み及び位置観測誤差が増加していくことが示唆されている。

以上の結果から、本研究の目的である低周波磁気信号を利用した位置観測システムの有効性を示すことができた。

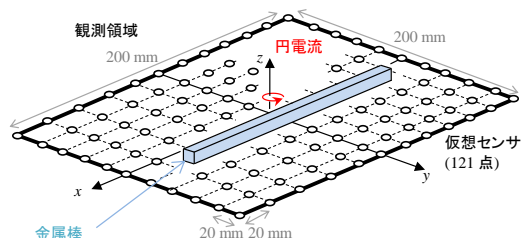


図1 シミュレーションモデル

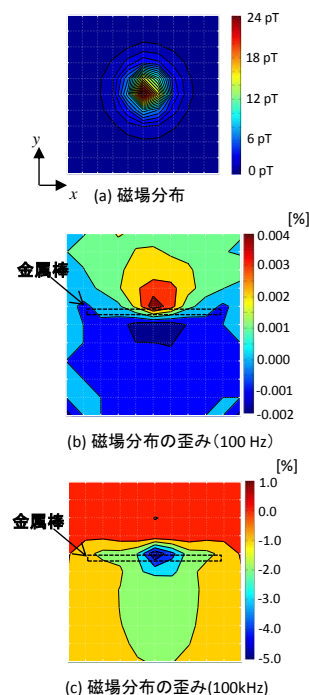


図2 磁場分布計算結果

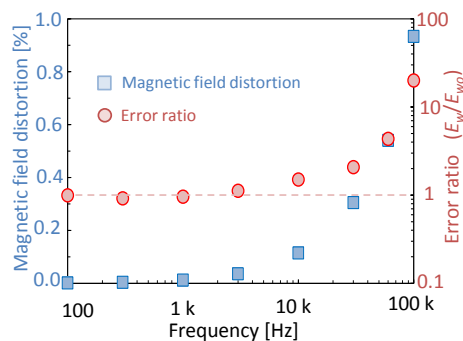


図3 磁場分布と位置観測誤差の周波数依存性

(2) 低周波磁気計測による手術ナビゲーションシステムの開発

①磁気センサ

電波式手術ナビにおいて高周波信号を利用しなければならない理由として、検出器に誘導コイルを使用している点がある。誘導コイルの感度は信号の周波数と比例する。このため、高周波の信号は高感度で検出できるが、低い周波数の信号を高感度に検出することは難しい。そこで、直流から数 kHz までの信号を高感度に検出することができる磁気センサとして、フラックスゲート磁束計に着目した。

申請時点では自作のフラックスゲート磁束計を採用することを予定しており、計画通りの $30 \text{ pT/Hz}^{1/2}$ の感度を実現することができた。しかし、近年市販された MI センサの感度がこれよりも優れ、かつ廉価で取り扱いも用意という利点があり、この市販の MI センサ (アイチ・マイクロ・インテリジェント社: MI-CB-1DH) を利用したセンサアレイを構成する事とした。

②磁気センサアレイ

本研究では位置観測領域を $250 \text{ mm} \times 250 \text{ mm}$ の大きさに設定した。この位置観測領域を実現することを目標とし、外形 340 mm 、開口部 250 mm の基板上に磁気センサを配置した。①で検討した磁気センサを 3 方向に配置したモジュールを製作し、これを基板上の 8 か所に配置する事により、合計 24 チャンネルのセンサアレイを構成した。図 4 に製作したセンサアレイを示す。上がセンサアレイ基板、下はケースに入れた写真である。口字型のセンサアレイの開口部が観測領域となる。

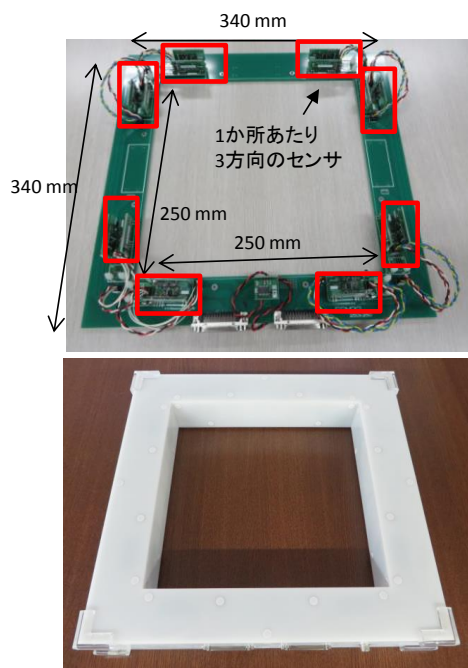


図 4 磁気センサアレイ

③磁気マーカーコイル

位置観測対象となるマーカーコイルを図 5 のように製作した。一般にコイルが大きければ大きいほど発生する磁気信号が大きくなり、検出が容易になる。しかし、コイルが大きいと位置推定の誤差も大きくなり、また、手術ナビとしての取り扱いも不便になる。そこで、観測できる信号の大きさを確保しつつ、十分に扱いやすい大きさのコイルになるように形状を設計した。

④システム化

製作した磁気センサアレイと磁気マーカーコイルを利用した位置観測システムのブロック図及び写真を図 6 に示す。

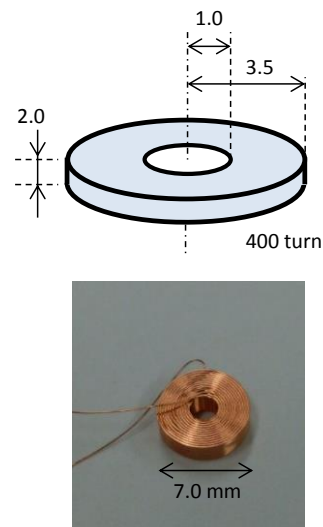


図 5 磁気マーカーコイル

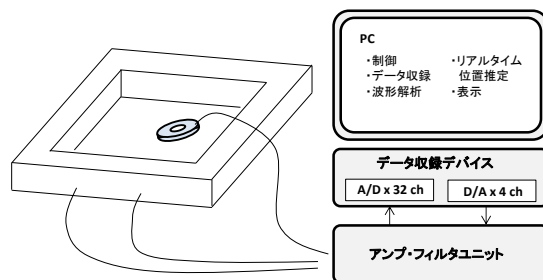


図 6 開発した位置観測システム

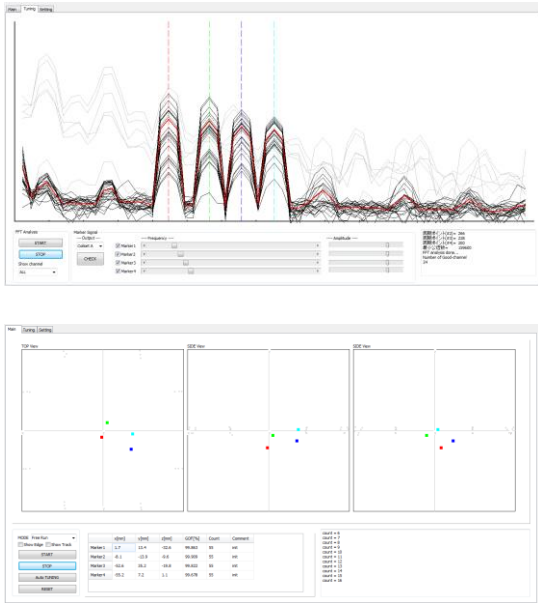


図7 開発したソフトウェア

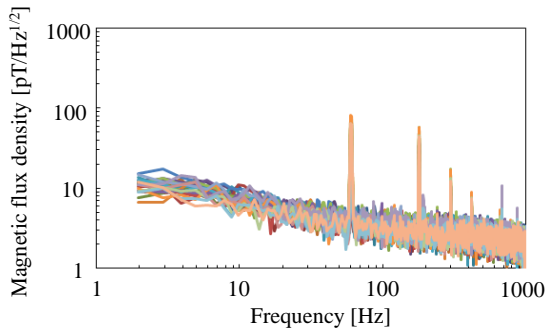


図8 センサアレイの磁気ノイズレベル

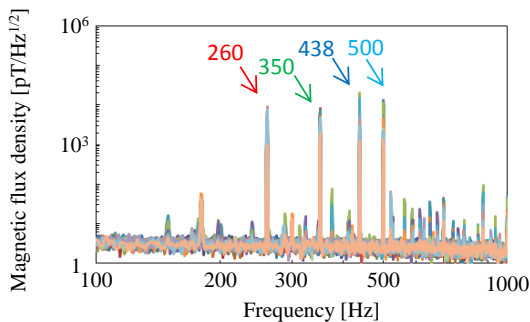


図9 磁気マーカー信号のスペクトル

24チャンネルの磁気センサで検出した信号はアンプ・フィルタ回路を介してデータ収録装置のA/D変換器に入力される。同様に、マーカーコイルにはアンプ・フィルタ回路を介してデータ収録装置のD/A変換器から出力された電流波形が印加される。図では1個のコイルしか描かれていないが、D/A変換器のチャンネル数に合わせ、本システムでは最大4個のコイルを駆動できるようにした。

また、コイルへの通電波形の設定やデータ

収録、波形の解析、マーカーコイルの位置推定計算、ディスプレイへの表示を行うソフトウェアを開発した。ソフトウェアの画面例を図7に示す。上がコイルに通電する電流を調整する画面、下が位置計測を行う画面である。4個のコイルにはそれぞれ異なる周波数の正弦波電流が印加される。磁気センサでは全てのマーカー信号が混在したデータが記録されるため、FFT処理により信号を分離する。そのため、マーカー信号の周波数が磁気ノイズと同じ周波数になるとマーカー振動の大きさを正しく観測する事ができない。本研究では予備実験として実際の手術室における磁気ノイズ計測を行ったが、時々刻々と周波数が変化するような磁気ノイズが観測された。そこで、観測した信号をリアルタイムでFFTして表示し、磁気ノイズを避けてマーカー信号周波数を設定できるようにした。画面はリアルタイム計測したスペクトルを表示しており、4個のピークが各マーカー信号のスペクトルに相当する。

位置観測モードでは、データ収録→FFT→による信号分離→位置推定→表示のループを1秒間に10回程度の頻度で繰り返す。位置表示は三つの画面に分かれており、左からX-Y平面、X-Z平面、Y-Z平面となっている。また、赤・緑・青・水色の点が観測した磁気マーカーコイルの位置を示しており、各色はスペクトル上に点線で示したピークに相当する。

図8に本システムの磁気ノイズレベルを示す。いずれも100~1kHzの周波数帯域において、4 pT/Hz^{1/2}以下と十分なノイズレベルを安定して得ることができた。また、観測したマーカー信号のスペクトルを図9に示す。矢印で示したピークが磁気マーカー信号であり、数字はそれぞれの周波数である。60 dB以上のS/N比でクリアに信号を検出することができた。

(3) 動作確認実験

実際の手術ナビの場合、マーカーコイル自体の位置ではなく、マーカーコイルを取り付けたプローブの位置をナビゲートする必要がある。そこで、本研究でも簡易なペン型プローブを試作し、リアルタイムでプローブ先端位置をモニタすることとした。

試作したシステムの動作確認として、図10に示すように観測領域の中心付近にプラスチック製の定規を置き、その端をプロービングした。金属が近くにある場合との比較のため、チタン製のピンセットを置いた場合についても同様の計測を行なった。

図11に計測したプローブ先端位置を示す。チタン製のピンセットが近くに置かれた場合でも、近くに金属が無い場合と同様に位置計測が可能であり、計測点を直線近似した際のずれは1 mm以内であり、目標の精度を満たすことができた。

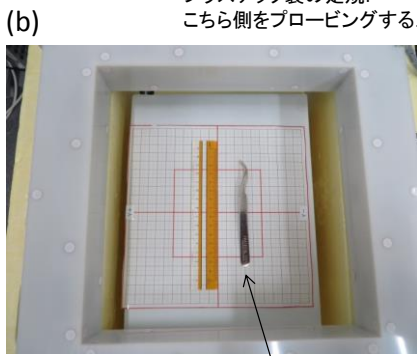
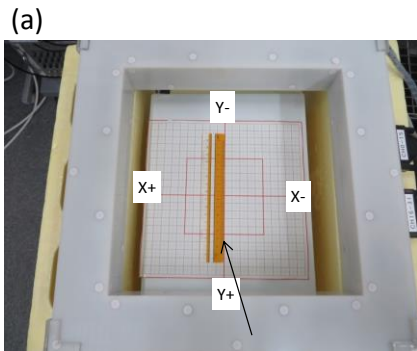


図 10 動作確認実験

(a) 金属なし, (b) 金属が近くにある場合

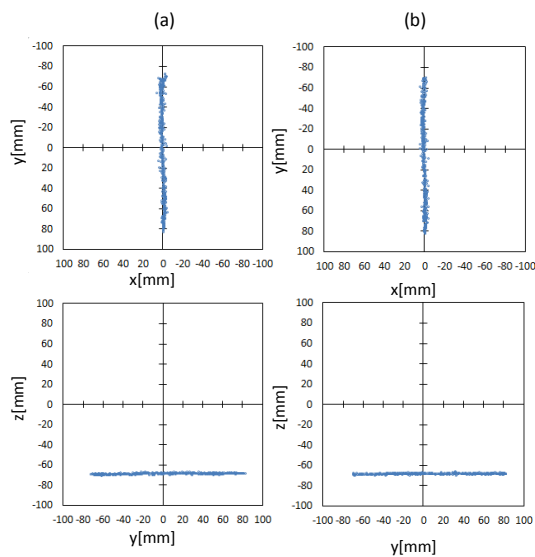


図 11 動作確認実験結果

(a) 金属なし, (b) 金属が近くにある場合

以上のように、本研究では手術ナビゲーションシステムの実現に向けて、24チャンネルのMIセンサを利用した位置観測システムの開発を行った。今後は実際に手術室で使えるシステムの実現を目指し、研究・開発に取り組む予定である。

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計1件)

- ① Daisuke Oyama, Yoshiaki Adachi, Masanori Higuchi, Gen Uehara, "Magnetic Marker Localization System Using a Super-Low-Frequency Signal", IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 50, No. 11, November 2014, 5101604 (査読有) DOI:10.1109/TMAG.2014.2331370

〔学会発表〕(計2件)

- ① 小山大介, 足立善昭, 樋口正法, 上原弦, 「超低周波信号を利用した磁気マーカー位置計測」, 第37回日本磁気学会学術講演会, 2013年9月3日~6日, 北海道大学(札幌市)
- ② Daisuke Oyama, Yoshiaki Adachi, Masanori Higuchi, Gen Uehara, "Magnetic Marker Localization System Using Super-low Frequency Signal", IEEE International Magnetic Conference, May 5-8, 2014, Dresden (Germany)

〔その他〕

ホームページ等

<http://daisuke0ym.blogspot.jp/p/surgical-navigation.html>

6. 研究組織

(1) 研究代表者

小山 大介 (OYAMA, Daisuke)

金沢工業大学・先端電子技術応用研究所・講師

研究者番号: 60569888