

## 参照信号のアナログフィードバックによる 低周波環境磁場雑音低減

### Reduction of low band circumstance magnetic field noise by analog feedback of reference signals

足立善昭<sup>(1)</sup>, 春田康博<sup>(1)</sup>, 川端茂徳<sup>(2)</sup>, 笹野哲郎<sup>(2)</sup>, 上原弦<sup>(1)</sup>

(1) 金沢工業大学 先端電子技術応用研究所, (2) 東京医科歯科大学

Yoshiaki Adachi (1), Yasuhiro Haruta (1),

Shigenori Kawabata (2), Tetsuo Sasano (2) and Gen Uehara (1)

(1) Applied Electronics Laboratory, Kanazawa Institute of Technology

(2) Tokyo Medical and Dental University

**Abstract** Biomagnetic signal are extremely weak. Therefore, highly sensitive magnetic flux sensors such as superconductive quantum interference device (SQUID) are applied to detect it. The highly sensitive magnetic field measurement is often suffered from ultra low frequency extra extramural noise caused by transportation especially in urban area. We applied a direct analog feedback from reference sensors to our 124-ch magnetospinography system and the low band circumstance noise was successfully reduced.

#### 1. まえがき

われわれは脊髄の活動に伴って発生する微弱な磁場を SQUID で検出し、脊髄疾患の機能的診断を行う脊磁計の開発を進めている<sup>[1]</sup>。開発した脊磁計は仰臥位の被験者の背側にセンサを近接させるのに適した特殊な形状のデュワと、狭い領域から効率よく磁場情報を取得できるように体表面に対して法線方向と接線方向の成分を同時に検出するベクトル型の SQUID 差分型磁束計を装備している。そして、比較的深部の磁場源を対象とするため、約 70 mm と一般的な脳磁計よりもベースライン長の長い差分コイルを適用している。

これらの特徴に着目し、脊磁計を背側からの心磁場測定に適用した新しい検査法が検討されている<sup>[2]</sup>。脊磁計を心臓磁場検出に応用するにあたって問題となるのは、近隣の鉄道などからの低周波環境磁場雑音である。

そこで、脊磁計のセンサアレイとは別に環境磁場雑音をモニタする SQUID 磁束計を用意し、その出力を参照信号として、低周波環境雑音磁場の

低減を試みた。

#### 2. 脊磁計

既報の 124ch SQUID 脊磁計システム<sup>[1]</sup>に、参照信号として環境磁場雑音をモニタする SQUID 磁束計を追加した。脊髄や心臓の磁場を検出する SQUID 磁束計の検出コイルは 1 次差分型であるが、参照信号用の SQUID 磁束計は差分なしの検出コイルで、直交する 3 方向の磁場成分を検出できるように、3 つの SQUID が組み合わされている。

従来、脊磁計の FLL 回路の帯域は 10 Hz~12 kHz としていたが、これを心磁信号検出時は 0.16 Hz~12 kHz とした。一方、参照信号用の FLL 回路の帯域は DC~10 Hz とした。

#### 3. 参照信号による雑音低減

本研究で適用した低周波環境雑音磁場低減法は、図1に示すように、3つの参照信号用SQUID磁束計で検出した環境磁場雑音に適当な重みをかけて、SQUID磁束計に混入する磁場雑音を合成し、それをSQUID磁束計のフィードバックコイルに直接印加することによってキャンセルするものである。ここでは便宜上、直接オープンループ同相成分入力法(Direct Open-Loop in-Phase component Input: DOLPHIN)と呼ぶことにする。 $m$ 番目のSQUID磁束計の雑音低減のための各参照信号の重みは、あらかじめ測定した適当な長さ( $T_1 \sim T_2$ )の低周波磁場雑音データをもとに、次の評価関数 $L$ を最小にする $\mathbf{w}_m=(w_{xm}, w_{ym}, w_{zm})$ として決定できる。

$$L = \int_{T_1}^{T_2} (x_m(\tau) - \mathbf{w}_m \cdot \mathbf{n}(\tau))^2 d\tau \quad (1)$$

ここで、 $x_m(t)$ はSQUID差分型磁束計の出力で、 $\mathbf{n}(t)=(n_x(t), n_y(t), n_z(t))$ は参照信号用のSQUID磁束計の出力である。結果として、 $x_m(t)$ と $\mathbf{w}_m \cdot \mathbf{n}(t)$ の相関が最も高くなるように $\mathbf{w}_m$ が求まる。決定した $\mathbf{w}_m$ は各SQUIDについて用意されたプログラブルゲインアンプのゲインとなる。

このようにSQUID磁束計のフィードバックコイルに直接参照信号の出力を印加して環境磁場雑音を低減する方法には、直接フィードバック差分型磁束計が提案されているが<sup>[3]</sup>、DOLPHINは少数の参照信号用センサで多数の生体磁場検出用センサのノイズを低減でき、また、参照信号用センサの感度方向を生体磁場検出用センサに揃える必要がなく、多チャンネルシステムに適している。

#### 4. 実験と結果

東京医科歯科大学の磁気シールドルーム内に設置された脊磁計で、環境磁場雑音を含むシステムノイズをDOLPHINあり、なしの両方で測定した。測定帯域は0.16 Hz~5 kHz、重みを決定するための予備測定の時間を60秒間とした。図2はその結果を比較したもので、(a)、(b)はそれぞれ全チャンネルの出力波形を重畳したプロットと全チャンネルのFFTの平均のプロットである。DOLPHINを適用しない場合に比べて、約90%の低周波環境磁場雑音を低減することができた。電源周波数のノイズとその高調波、および白色雑音レベルには影響がなかった。

#### 5. 結語

複数の参照信号の線形結合和を、直接、SQUIDのフィードバックコイルへ印加する DOLPHIN を適用し、磁気シールドルームや差分型ピックアップコイルでは除去しきれない低周波環境磁場雑音をさらに10分の1に低減することができた。

#### 謝辞

本研究は科学研究費助成事業（課題番号26282149）の支援を受けて行った。

#### 参考文献

- [1] 足立善昭 他, 2014, 日本生体磁気学会誌特別号, 27(1), 86-87.
- [2] 大矢麻美子 他, 2015, 日本生体磁気学会誌特別号, 28(1), 掲載予定
- [3] K. Yokosawa, S. Kuriki, 1994, Rev. Sci. Inst., 65, 3814-3819.

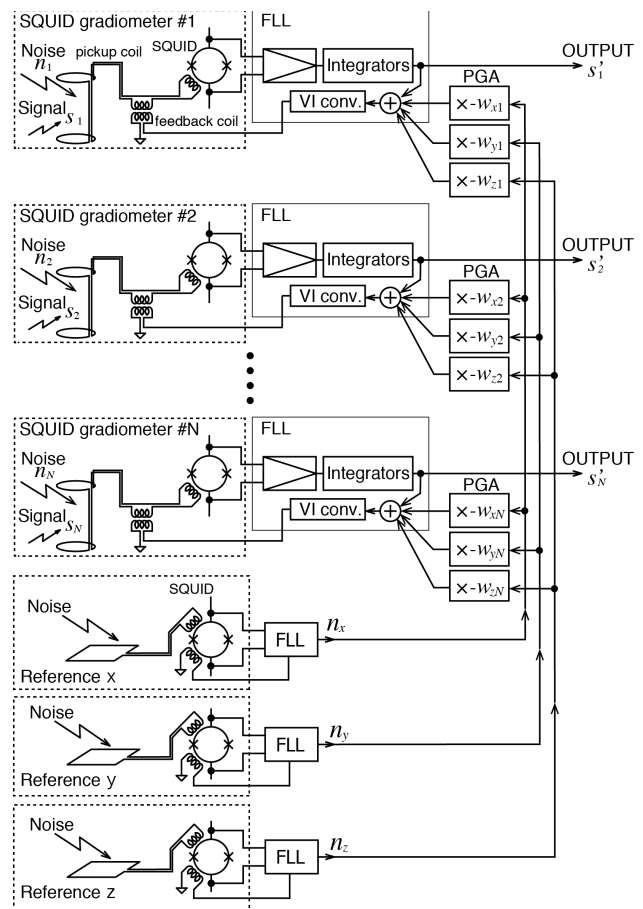


図1 DOLPHIN のブロック図

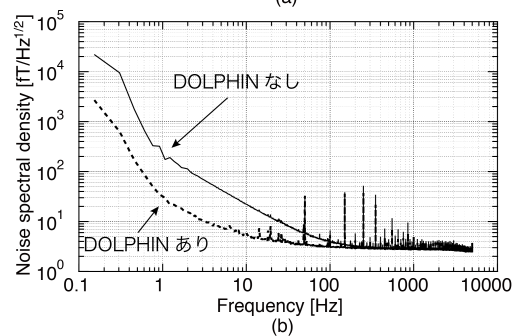
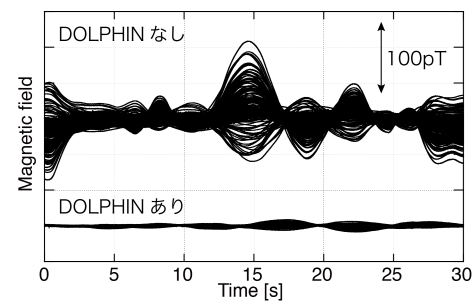


図2 DOLPHIN あり、なしの環境磁場雑音比較