

## 磁気シールドレスOpen-SQUID心臓磁界計測システムの開発



作田 健\*, 小林 猛\*\*

## Unshielded HTS Open-SQUID magnetocardiography system

Key Words : Superconducting Quantum Interference Device, Magnetocardiography, Magnetic Shield, Adaptive Filter, Active Noise Control

## 1. はじめに

これからの社会が目指す方向として、人間調和型社会があげられる。人はより健康的に生活すべき社会において、高度医療診断技術はますます重要となり、その実現のため、エレクトロニクス技術は多岐にわたって研究が進められている。そのなかで、人に優しい非接触・非侵襲計測である生体磁気測定は社会の要請に応えるひとつの技術である。

生体磁気は生体の心臓や筋肉などの活動に伴う神経パルス信号などの電荷の移動によって発生する磁気であり、この生体磁気を計測することで、各器官の活動状況を把握することができる。生体磁気は自発的に空間に広がる場であるため、非接触・非侵襲

計測が実現できる。

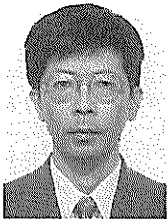
ところで、この生体磁気は非常に小さく、その検出には現在のところ超伝導量子干渉素子(Superconducting Quantum Interference Device, SQUID)によってのみ検出できる。酸化物高温超伝導体の出現は、冷媒としてそれまでの液体ヘリウムから液体窒素が使用できるようになり、SQUIDを含めた超伝導の応用に拍車がかかると期待された。われわれは、この高温超伝導SQUIDを使用した心臓磁界計測装置の実現に向けて研究を進めている。

実際の生体磁気計測に関しては、非常に大きな課題が存在する。環境磁気雑音と呼ばれる周辺環境に存在する磁界である。心臓磁界強度はおよそ100pTのオーダーであるのに対し、電波や交通機関の移動等で発生する都市雑音は100nTオーダー、地磁気に至っては50mTにもなる。最大振幅で鳴り響く音楽CDからその量子化雑音を抽出するが如くである。

そこで、一般には、高透磁率材料で出来た部屋あるいは簡易的には筒状にしたトンネル状のシールドによって、環境磁気雑音を遮蔽し、測定場所の環境磁界をほぼ零にして、測定が行われる<sup>[1]</sup>。しかし、このシールドは非常に高価であり、また、据え置き型となるため、汎用性、可搬性に乏しい。大きな構造物を必要としない測定の実現が望まれる<sup>[2-4]</sup>。ここでは、われわれが検討を進めている磁気シールドレス心臓磁気計測システム“Open-SQUID”について紹介する<sup>[5]</sup>。

## 2. Open-SQUIDの基本構成

本装置は図1に示すように4つのdc-SQUIDマグネットメータからなり、1つは心臓磁界と環境雑音磁界を検出する検出センサ(Z1)、残りの3つはベクトルメータを構成し、環境雑音磁界のみを検出す



\* Ken SAKUTA

1960年12月生

1985年大阪大学大学院基礎工学研究科物理系専攻電気工学分野博士前期課程修了

現在、大阪大学・大学院基礎工学研究科・物理系専攻電子光科学分野・量子機能デバイス講座、講師、工学博士、医用電子工学

TEL 06-6850-6313

FAX 06-6850-6341

E-Mail sakuta@ee.es.osaka-u.ac.jp



\* Takeshi KOBAYASHI

1944年4月生

1972年大阪大学大学院基礎工学研究科物理系電気工学分野博士後期課程修了

現在、大阪大学・大学院基礎工学研究科・物理系専攻電子光科学分野、教授、工学博士、電子材料・機能素子、医用電子

TEL 06-6850-6310

FAX 06-6850-6310

E-Mail kobayashi@sup.ee.es.osaka-u.ac.jp

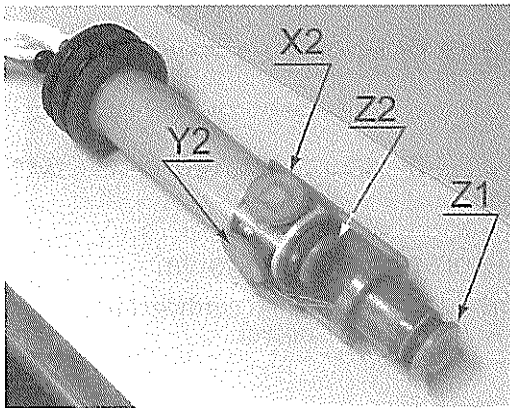


図1 Open-SQUIDセンサヘッド部. Z1が検出用SQUIDチップ, Z2およびY2, X2が参照用SQUIDチップで, ベクトル検出が可能.

る参照センサ(Z2, X2, Y2)である. この二つのセンサ出力の差を電子式に求め出力する電子式グラジオメータとなっている. 心臓磁界のように一点から放射される磁界は距離の3乗に反比例して減衰するため, 参照センサ側に心臓磁界成分はほとんど存在しない. 一方, 環境雑音磁界はほぼ一様であり, 検出, 参照センサとも同じ成分が入力する. 結局, グラジオメータの出力がほとんど心臓磁界成分のみになる. ここで, 環境磁界は非常に大きいため, 厳密な差分が必要であり, そのため, 各SQUIDの特性や, 検出センサと参照センサの傾きのずれを補正するため, 参照センサにはベクトル型の磁気センサとしている. SQUIDは酸化ホウ高温超伝導体 $\text{HoBa}_2\text{Cu}_3\text{O}_{7-y}$ による, ステップエッジ型SQUIDである. 磁場分解能

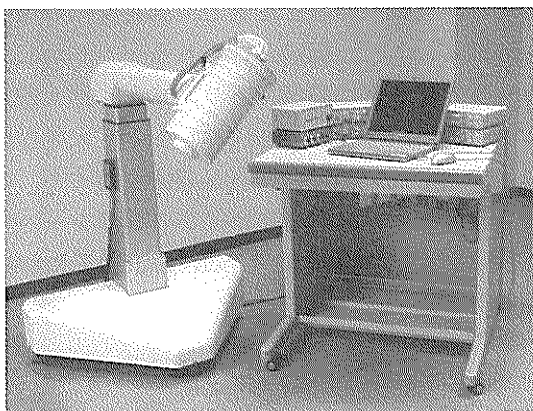


図2 Open-SQUID装置の全体像. 左の装置が液体窒素デュアと架台. 右は制御装置および, 信号処理用ノートパソコン. デュア部は可動式で, 被測定者に合わせて高さ, 向きを調整する.

は約5pTであり, 心臓磁界の検出が可能である. SQUIDチップはガラスエポキシ樹脂封じになっている. センサヘッドおよび液体窒素デュアもやはりガラスエポキシ樹脂製である. デュアは図2に示すように特製の架台に取り付けられ, 45度傾斜可能で, 使用時の利便性を考慮している. また, 車輪により装置の移動も容易になっている. 電子式差分は, 手動により調整する. 装置の試作は(株)住友電工ハイテックスと共同にて行った.

磁気シールドのない通常的环境下において, 本装置で測定した心臓磁界の生データおよびデジタルフィルタ処理を図3に示す. リアル信号において, 60Hz, 120Hzおよび180Hzのデジタルノッチフィルタ処理を施すことで, 心電図のRピークに相当するピークが明瞭に見ることができた.

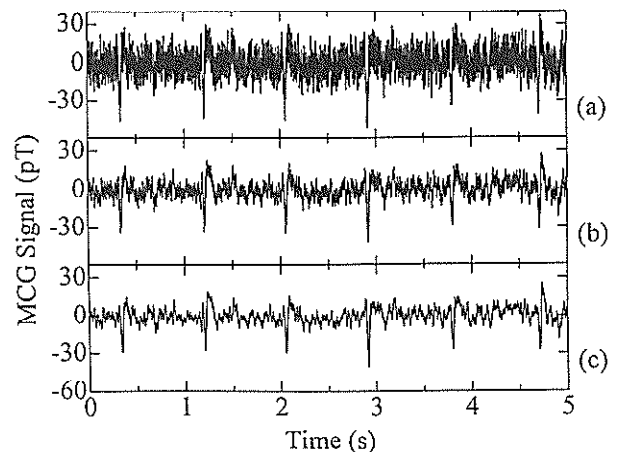


図3 心臓磁界計測データ. (a)電子差分グラジオメータ出力. アナログバンドパスフィルタ(0.5-50Hz)および60Hzのノッチフィルタを使用. (b)60Hzデジタルノッチフィルタ処理後, (c)さらに, 120Hzおよび180Hzのデジタルノッチフィルタ処理後の信号.

手動による差分処理は, 調整が非常に手間のかかり, また, 最適値に調整することは困難である. そこで, 適応フィルタ(ADF)アルゴリズムを用いて

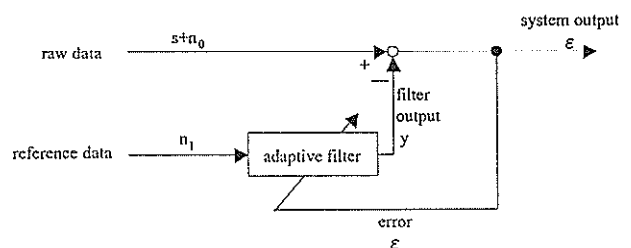


図4 適応フィルタアルゴリズムのブロック図.

この処理の自動化を試みた<sup>[6]</sup>。ADF処理は、図4に示すように、心臓磁界信号  $s$  と雑音  $n_0$  が含まれる検出信号と、伝達経路の違いにより完全に一致はしていないが、 $n_0$  と相関がある雑音  $n_1$  を参照信号として入力とする。適応フィルタブロックは入力された検出信号と参照信号から、検出信号に含まれる参照信号と相関のある成分  $y$  ( $\approx n_0$ ) を出力する。この出力信号  $y$  を検出信号から差し引くと、誤差信号  $\varepsilon$  が出力される。この誤差信号が心臓磁界信号  $s$  にほぼ一致することになる。一方、この  $\varepsilon$  は適応フィルタブロックに戻され、この  $\varepsilon$  をもとに次の出力信号  $y$  を決定する。これにより、検出信号の変化に適応しながら、検出信号から雑音信号を自動的に除去することが可能となる。手動による差分とADFによる自動雑音除去の結果を図5に示す。ADF雑音除去は、手動によるものに比べて、明らかに雑音除去能力が向上していることがわかる。

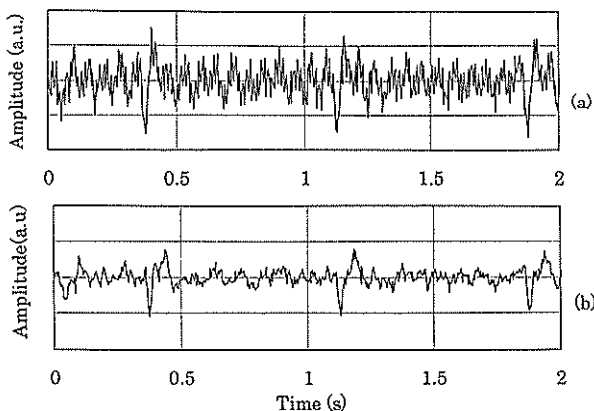


図5 心臓磁界測定データの(a)手動差分処理と(b)ADFによる自動差分処理の比較。

### 3. アクティブノイズコントロール

雑音の交流成分は前述の適応フィルタにより、雑音除去を自動化して低減することができたが、フィールドテストでは、さらに大きな問題が生じる。直流的な変動である。たとえば地磁気でも、非常にわずかではあるが時間的変化を示す。心臓磁界計測では、このわずかな変化量でも大きな変動として検出される。あるいは、周辺を移動する車両も直流的な磁気変動を発生させる。実測した結果は、この直流的な磁界変動量は、交流雑音の主成分である60Hzの商用電源(関西エリア)から雑音に比べてもはるかに大きい。高域通過フィルタ処理により、見かけ上この

超低周波揺らぎは検出信号として現れないが、実際にはSQUIDマグネットメータに印加されている。この変動量がマグネットメータのダイナミックレンジを越えると、測定不能の状態となる。マグネットメータのダイナミックレンジは、出力電圧で決まっているので、マグネットメータの感度を小さくして、磁界強度に対するダイナミックレンジを大きくすれば測定不能状態になりにくくできる。しかしながら、心臓磁界信号を検出できる計測感度が確保できなくなる。心臓磁界計測感度を確保すると、ダイナミックレンジが足りず、ダイナミックレンジを確保すると、感度が足りないということになる。これでは、簡便な心臓計測装置となりえない。そこで対策として、環境磁気を外部から強制的に磁氣的に補償するシステムを検討している<sup>[7]</sup>。参照用SQUIDからの信号をもとに、環境雑音磁界を補償する磁界を発生させ、計測SQUIDにかかる雑音磁界を打ち消している。最近では、音響システムで利用されるようになってきたアクティブノイズコントロールの磁界版である。ブロック構成は電子的に参照用および計測用SQUIDにフィードバックをする方式、および、適応フィルタを用いて計測用SQUIDにのみフィードフォワードする方式を検討している。電子式フィードバック構成では、参照SQUIDと計測SQUIDにおける磁界が完全に一致していないため、微小な雑音が残留している。この成分は前述の信号処理によるADF雑音除去により落とすことができた。結果を図6に示す。HPFによる低周波成分の除去は行っていないにもかかわらず、直流的変動も十分に抑えることができています。

ところでフィードバック方式では、雑音磁界を最小まで補償するよう設定すると、ちょっとした磁界

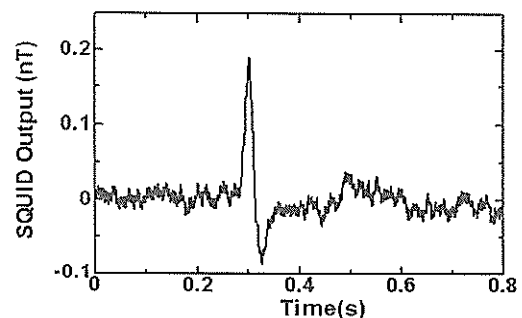


図6 アクティブノイズコントロールを用いた心臓磁界測定データ (ADF差分処理, 20秒間の積算)。

変動ですぐ発振してしまう。位相回り量などの許容範囲が狭いためである。そこで、適応フィルタにより、検出SQUIDにおける磁界を予測し、最適な補償磁界を検出SQUIDに印加する方式を検討した。

本方式では、先の適応フィルタによる雑音除去機構が内蔵されるため、より良好な雑音除去が期待される。補償磁界機構のみで、心臓磁界の存在を検出できるまでに、外部雑音磁界を低減することができた。この機構では、参照側は大きな環境磁界にさらされるため、感度を低下させダイナミックレンジを落とす必要があるが、このリスクは、適応フィルタ処理が補償している。以上のように、適応フィルタによるアクティブノイズコントロールシステムの有効性が確認でき、現在、さらに高精度化するため、ソフトウェア、ハードウェアの最適化を図っている。

参照信号を利用して、環境雑音磁界を打ち消す技術は、今後心臓磁界計測に限らず、生体一般、さらに地球環境に対する計測への応用が期待できる。

#### 4. 終わりに

被験者に対する負荷を減らすため、非接触、非侵襲計測であるSQUID磁気計測による心臓磁界計測装置の研究開発を行っている。そのためには磁気シールドを使用しない計測が要求され、Open-SQUIDと呼ぶ電子式グラジオメータ方式によるシステムを開発し、磁気シールドレス環境下における心臓磁界計測を可能とした。適応フィルタアルゴリズムを応用して、自動化、耐磁気変動の向上を進めてきた。磁気計測は様々な分野への応用が期待されている手

法であり、今後はその他の環境用途にも応用範囲を広げるべく、性能向上を進めている。

#### 参 考 文 献

- [1] H. -P. Muller, P. Godde, K. Czerski, M. Oeff, R. Agrawal, P. Endt, W. Kruse, U. Steinhoff, and L. Trahms, *Phys. Med. Biol.*, 44 (1999) 105.
- [2] Y.J. Tian, S. Linzen, F. Schmidl, L. Dorrer, R. Weidl, and P. Seidel, *Appl. Phys. Lett.*, 74 (1999) 1302.
- [3] D.F. He, H. -J. Krause, Y. Zhang, M. Bick, H. Soltner, N. Wolters, W. Wolf, and H. Boussack, *IEEE Trans. Appl. Supercond.*, 9 (1999) 3684.
- [4] K. Sakuta, K. Ogawa, H. Tamai, A. Mizukami and T. Kobayashi, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 41 (2002) L1059.
- [5] K. Sakuta, T. Fujii, K. Ogawa, H. Tamai, T. Kobayashi, M. Tonouchi, H. Itozaki, T. Nagaishi, and F. Kamitani, *Physica C*, 378-381 (2002) 1391.
- [6] B. Widrow and S.D. Stearns, *Adaptive Signal Processing*, Prentice-Hall, Inc., New Jersey, 1985, pp. 302.
- [7] A. Mizukami, H. Nishiura, K. Sakuta and T. Kobayashi, accepted for publication in *Physica-C*.

