

## 生体磁気計測用の完全統合された 独立型ゼロ磁場光ポンピング磁力計

J. Osborne, J. Orton, O. Alem, V. Shah

J. Osborne, J. Orton, O. Alem, V. Shah, "Fully integrated, standalone zero field optically pumped magnetometer for biomagnetism," Proc. SPIE 10548, Steep Dispersion Engineering and Opto-Atomic Precision Metrology XI, 105481G (22 February 2018); doi: 10.1117/12.2299197

Event: SPIE OPTO, 2018, San Francisco, California, United States

## 生体磁気計測用の完全統合された 独立型ゼロ磁場光ポンピング磁力計

J. Osborne, J. Orton, O. Alem<sup>1</sup>, V. Shah<sup>2</sup> QuSpin, Inc., Louisville, CO, USA 80027

### 要旨

バイオメディカル分野への応用のために開発された我々の第一世代ゼロ磁場光ポンピング磁力計(OPM, Optically Pumped Magnetometer)の動作と結果について述べる。OPM技術は、生体磁気の重要な分野において超伝導量子干渉素子磁力計(SQUID 磁力計)に代わる最も有望な非極低温技術の候補の一つである。この第一世代のセンサーは、物理学の実験室から医学界の研究者へOPM技術を移行するために設計されている。レーザーと光学部品はセンサーパッケージ内に緊密に統合される。センサーは専用の電子信号処理ユニットに接続され、磁気遮蔽された部屋の中で自動かつ独立した操作が可能である。

**キーワード** 光ポンピング磁力計、原子磁力計、SQUID、生体磁気、脳磁図、心磁図

### 1. 緒言

高感度な超伝導量子干渉素子磁力計(SQUID磁力計)は、1970年代に生体磁気分野が生まれて以来、その発展を支えてきた[1]。しかし、SQUIDでは極低温が要求されるため、その実用上およびコスト上の制約により、生体磁気技術の大規模な利用が妨げられてきた。

約10fT/√Hzレベルの感度を持つゼロ磁場OPMの実証は、1969年までさかのぼる[2]。その後のゼロ磁場近傍環境におけるアルカリ金属のスピンの緩和抑制の発見は、ゼロ磁場OPM技術の小型化に必要な根本的な突破口を提供した[3]。Romalisとその共同研究者らによる画期的な研究では、低磁場でスピンの緩和抑制を用いて、サブフェムトテスラレベルの感度のOPMが実証された[4]。最近では、統合型センサーパッケージの開発[2][5][6]や、臨床現場でのゼロ磁場OPMとSQUIDの直接比較から、OPMは、多くの重要な臨床用途で極低温技術に代わる実用な手段として注目されている[5]~[9]。

本稿では、本分野の医学研究コミュニティやその他の専門家以外でも使用できる、完全統合型で自動化されたゼロ磁場光ポンピング磁力計(QZFM)の開発について説明する。

### 2. 概要

QZFMの基本アーキテクチャは、参考文献[2][10][11]に概説されているものと同じであり、ゼロ磁場準位交差共鳴(ハンレ)を利用する。図1はセンサーヘッドの概略を示す。

光ポンピングおよび共鳴検出には、87RbのD1線に共鳴する795nmの単一モード垂直共振器型面発光レーザー(VCSEL)を使用する。レーザーの光出力は約200μWである。VCSELは、電気的に加熱されたベースプレート上に取り付けられ、レーザー温度はmKレベルで安定化する。レーザー温度およびレーザー注入電流は、デジタルフィードバックループを使用してレーザーの光出力および波長を正確に調整するように制御される。レーザー光を水晶波長板で円偏光し、ビームは平凸レンズでコリメートする。コリメートされた光ビームはプリズムにより90度反射し、壁衝突によるルビジウムの緩和を減らすために87Rbと緩衝ガスの混合物を含む3×3×3mm<sup>3</sup>のアルカリ蒸気セルを通過する。蒸気セルを透過した光は、次に別のプリズムによって光検出器に向けられ、そこで蒸気セルを透過した光の強度を測定する。

1)現在、University of Coloradoに所属  
2)vshah@quspin.com

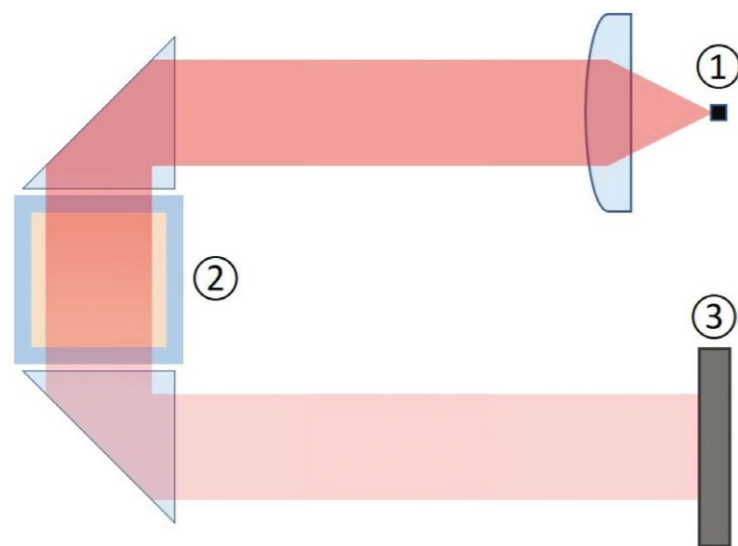


図1：レーザーダイオード1はアルカリ原子の共鳴周波数に同調する光を発生する。光ビームはコリメートされ、アルカリ原子の蒸気を含むガラスセル2を通過するよう向けられる。その透過光ビームはフォトダイオード3に向けられる。

蒸気セルは、ルビジウム密度を最適化するために、抵抗加熱器で約150℃まで電気的に加熱される。蒸気セルは、その熱損失を最小限に抑え、外側のセンサー筐体の表面温度を下げるために、オープン内に配置されている。蒸気セルの温度は10mKレベルで能動的に安定化する。センサー筐体内のすべてのコンポーネントは、可能な限り非磁性であるように選択される。レーザーと蒸気セルの加熱には交流電流を利用する。

背景磁場がゼロのとき、円偏光レーザー光は、そのビームが蒸気セルを通過して伝播する方向にルビジウム原子をスピン偏極させる。したがって、ルビジウム原子は入射光に対し、その大部分が透明になる。一方、光に垂直な方向の印加磁場はスピンを再配向し、光吸収を増加させる。光検出器は、この透明度の変化を磁場の関数として感知し、蒸気セルを透過した光に比例した電流を発生させる。この手順で、ゼロ磁場磁力計は磁気信号を電気信号に変換する。

ゼロ磁場において、光ビームに垂直な方向に磁場を加え、磁場の振幅を正から負の値へ走査すると、ルビジウム原子の透明度が変化する。このとき、透明度の最大値は、磁場がゼロに非常に近い値となる場合に観測される。印加磁場の関数としての光検出器の出力は、ローレンツ型線形を示す。このローレンツ型の出力は、ゼロ磁場共鳴またはハンレ共鳴と呼ばれる(図2を参照)。QZFMでは、ゼロ磁場共鳴の一般的な幅(半値全幅-FWHM)は約30nTである。

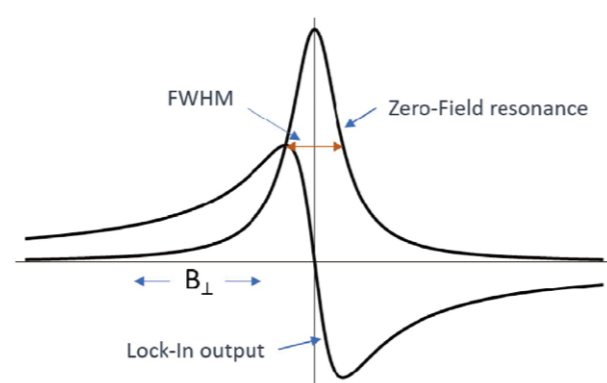


図2：ゼロ磁場共鳴は、蒸気セルを通る光線に垂直な方向で磁場が正から負の値に走査されるときに光検出器の出力である。QZFMのゼロ磁場共鳴の半値全幅は約30nTである。ロックインアンプの復調出力(エラー信号とも呼ばれる)は、非対称のローレンツ型線形を示す。

技術的な1/fノイズを除去し、ゼロ磁場値付近の信号の傾きを最大にするために、位相敏感ロックイン検出が利用される。蒸気セル内の原子は、共鳴を変調する923Hzの振動磁場を受ける。変調された信号は、ロックインアンプを使用して同期復調され、図2に示すように非対称ローレンツ線形を持つ出力を生成する。ロックインアンプの出力は、ゼロ磁場で最大の傾きを持ち、磁力計の生のアナログ出力となる。

磁力計の受感軸は、光ビームに垂直な平面に投影される変調場の方向によって定義される。磁力計を光ビームに垂直な二つの直交軸に同時に感度を持たせるために、我々は別々の直交コイルを用いて二つの別々の変調場(同じ周波数、位相オフセット90度)を適用した。ただし、変調場を同時に適用すると、両方の軸の感度が約30%低下する。

典型的な磁気遮蔽室(MSR)内の残留磁場は約50nT以下である。ゼロ磁場OPMは、絶対ゼロ磁場環境を必要とするため、すべての残留磁場を打ち消す外部磁場コイルが必要である。そこで、QZFMの構成をシンプルにするため、磁界キャンセル用コイルをセンサーパッケージに統合した。一組の可携な3軸コイルは蒸気セルを中心にセンサーの筐体に取り付け、自動化された磁場のゼロ化(field-zeroing)アルゴリズムを使用し、蒸気セルの周りの残留磁界をすべて打ち消すようになっている。この磁場のゼロ化の手順は、磁場の方向または大きさが1nTを超えて変化したときや、磁力計の向きが変化したときに毎回繰り返される。

QZFMでは、内部コイルは残留磁場を50nTまで補償するように設計されている。内部コイルを使用して補償できる残留磁場の大きさへの主な制限は、内部コイルの不均一性に加え、内部コイルドライバの安定性およびノイズ性能からくる。QZFMのゼロ磁場共鳴の幅は30nTである。それゆえ、蒸気セルの長さ寸法(3mm)上の~10nTより大きい垂直方向の磁場勾配(transverse magnetic field gradients)は、共鳴幅を大幅に広くし、磁力計の性能を低下させる可能性がある。

### 3. マルチチャンネル操作とクロストーク

QZFMは、多チャンネルを有するマルチチャンネルシステム用に設計されている。ロックイン検出に使用される磁気変調信号は、隣接するセンサー間で検出される可能性があるため、干渉を最小限に抑えるよう、すべてのセンサーを共通の駆動信号で変調する。「マスター」として指定される電子モジュールが、変調信号を生成し、それを「スレーブ」として指定される他のすべての電子モジュールに分配する。共通ドライブから変調信号を導出することでエイリアシングタイプ(aliasing type)の影響を解決できるが、この手順ではクロストークの影響は完全に除去できない。受感軸は変調場の方向によって定義されるため、センサーの主たる変調場(primary modulation field)に対して隣接するセンサーの変調場が重なって受感軸の方向を変える可能性がある。我々の予備実験の結果では、隣接するセンサーが>2cm離れている場合、そのような影響は数%レベルであることが示唆された。また、磁力計の感度は変調場の振幅にも依存する。隣接するセンサーからの変調場の重ね合わせは、センサーが受ける変調場の正味の振幅/位相を変化させ、それによって、センサーの絶対感度/精度を変化させる可能性もある。最後に、発生し得るもう一つのクロストークタイプの効果は、磁場のゼロ化に使用されるセンサーのDC補償コイルから発生する。磁場のゼロ化に使用される内部3軸磁場補償コイルは、隣接するセンサーで検知できるDCバイアス磁場を発生させる。したがって、一つのセンサーで独立した内部的な磁場のゼロ化アルゴリズムを実行すると、隣接するセンサーがその動作磁場範囲外に押し出される可能性がある。この問題を軽減するために、我々は、同時に全てのセンサーに対して磁場のゼロ化手順を実行する。この同時的な磁場のゼロ化は、全体的なシステムレベルのDC磁場構成(DC field configuration)を崩す(collapse)ことにより、各センサーに可能な限りゼロ磁場環境を提供できる。この手順の欠点は、センサーが一つでも位置が再設定された場合、自動化された磁場のゼロ化手順はすべてのセンサーに対して繰り返されなくてはならない可能性があることである。

## 4. 電子制御装置

電子制御ユニットは、QZFMセンサーを制御する全ての回路を収容している。QZFM 電子制御装置の概要図を図3に示す。VCSELドライバは、レーザーに電力を供給する低ノイズ電流を生成する。

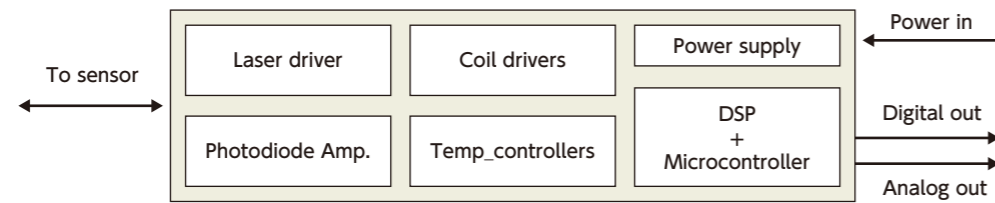


図3: QZFM電子制御装置の概略図。電子制御装置は、単一のQZFMセンサーのスタンドアロン動作に必要な全ての構成要素を含む。

トランスインピーダンスアンプを使用して、フォトダイオードの電流を電圧に変換する。フォトダイオードからの信号は、蒸気セルとレーザー温度を安定させ、ロックイン出力を生成するデジタルシグナルプロセッサ(DSP)によってデジタル化され、読み取られる。また、DSPは三つの低ノイズコイルドライバを制御し、磁場のゼロ化用のDCバイアスコイルに電力を供給する。マイクロコントローラはDSPを起動し、磁力計を自動操作するアルゴリズムを実行し、UART-USBブリッジを介しホストPCと通信するために使用される。

下の図4は、QZFMセンサーヘッドとその電子制御装置の写真を示す。



図4: QZFM センサーパッケージと制御電子機器の写真

センサーと電子機器の筐体を繋ぐ6.5mのケーブルにより、電子機器をMSRの外に配置することができる。

## 5. 結果

QZFMの標準的な磁場感度は、図5に示すように、1~100Hzの周波数帯域で $10\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ である。2軸モードでの感度は、単軸モードでの感度と比較して約30%低くなる。我々がこれまでに構築したセンサーユニットの大部分は、単軸モードで7~13fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ の範囲にある。センサーの標準的な-3dB帯域幅は135Hzで、応答のロールオフは1次ローパスフィルタに類似する。ゼロ磁場では、信号振幅が1nT未満の場合、センサー応答の直線性誤差は1%以内である。

QZFMでは、センサー筐体の外側と蒸気セルの中心との間のスタンドオフ距離(図6を参照)は6mmまで最小化される。スタンドオフ距離が短いため、一般的にスタンドオフ距離が20~30mmのSQUIDベースのシステムと比較して、センサーを信号源の近くに配置できる。

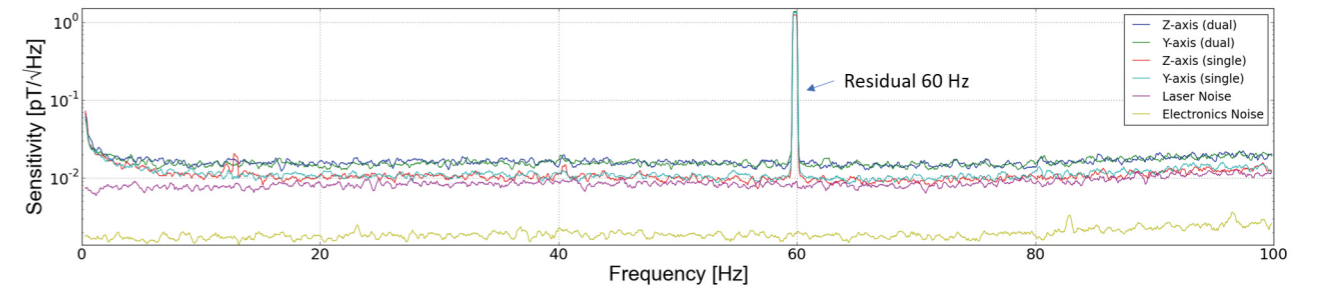


図5: 内部にフェライト層を持つ小型の3層のミュンメタル磁気遮蔽の内側で測定されたQZFMの典型的なノイズフロア。ノイズトレースには、単軸測定と同時二軸測定の両方が含まれる。

センサーの外形寸法は13×19×110mmで、電子機器筐体は30×110×170mmである。電子ユニットは6.5mのコードでセンサーヘッドから分離されており、必要に応じて、電子ユニットを磁気遮蔽された部屋の外部に配置することができる。また、MSR内でも電子ユニットをセンサーから数フィート離して配置した場合、顕著な干渉は現れない。QZFMの総消費電力(電子機器を含む)は4.5Wであり、そのうち蒸気セルとレーザーの加熱には約700mWが使用される。対象物側を向くセンサー表面の温度は周囲温度より約10°C上昇することがある。外面温度は、センサーホルダーの熱特性にも左右される。

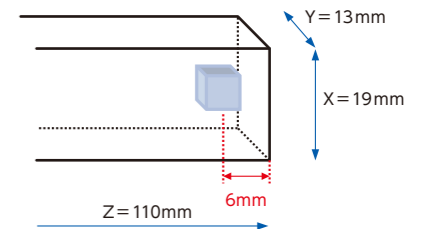


図6: QZFM 外部筐体に対する蒸気セルの位置。

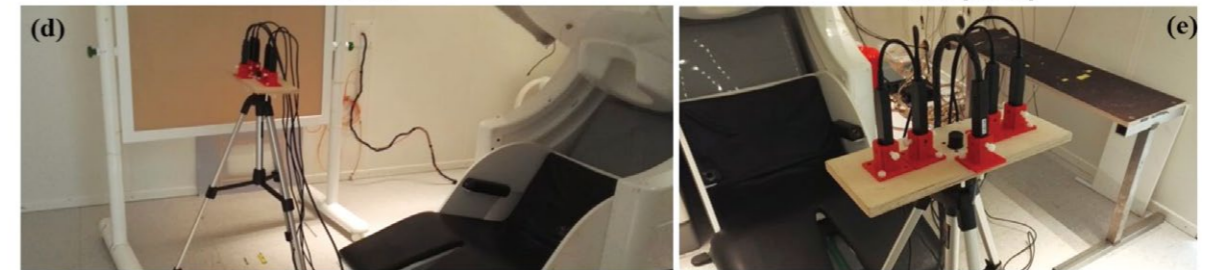
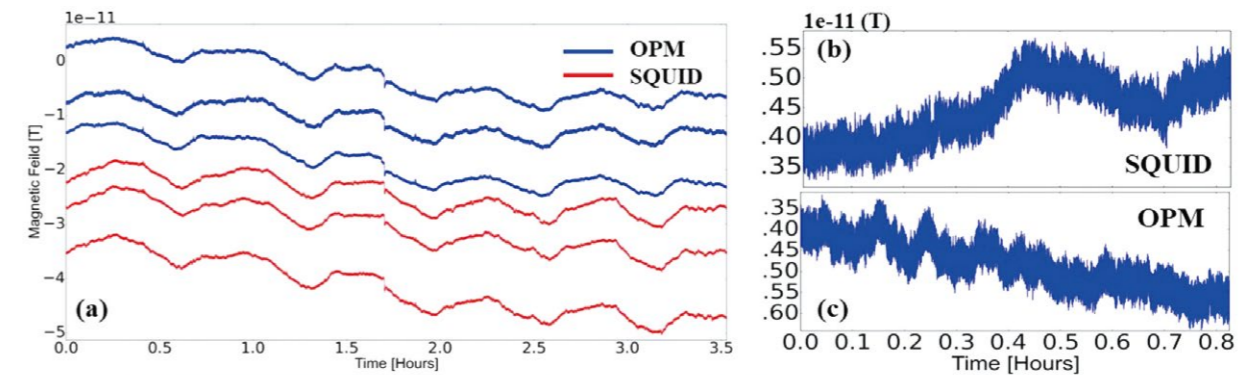


図7: QZFMの低周波性能。(a) 3層遮蔽実験室内のフリーランニング状態 (free-running) のQZFM3台とSQUID磁力計3台 (Elekta社製) の出力。(b, c) 2台の隣接するSQUID磁力計間と、2台の隣接するQZFM間の合成勾配。(d) MSR内のElekta社製MEGSQUIDシステムとQZFMの配置を示す写真。背後に示されているQZFMは、SQUID磁力計とほぼ同じ方向を向いている。(e) ここで報告する測定に使用したQZFMの拡大写真。

さらに、現在QZFM は密閉されてなく、内部光学系の表面品質の劣化がセンサーの寿命をさらに制限する可能性がある。

図7は、QZFMの低周波性能を示す(データはAalto UniversityのJoonas Iivanainen氏およびRasmus Zetter氏の厚意による)。データは、3層MSR内でフリーランニング状態のQZFMの出力を記録して収集された。図7(c)から、QZFMの固有ドリフトの上限は約2pT/時である。図7(b)および(c)は、SQUIDおよびOPMチャンネルで同程度のドリフトを示し、測定されたドリフトが勾配磁場の変化に起因し得ることを潜在的に示している。

多くの研究グループが、QZFMを使用してMCGおよびMEGデータを収集し、臨床現場で技術を検証している[5][12][13]。図8は、QZFMプロトタイプ初期バージョンを使用してUniversity of Wisconsin Madison(Prof.R.T. Wakai, University of Wisconsinの厚意による)が収集したMEG記録を示す。SQUID(3~5fT/√Hz)と比較してやや低いQZFMの絶対感度(10fT/√Hz)は、より短いスタンドオフ距離とOPMの対象物への近接配置によって補償され、SQUIDシステムと比較して同等以上のSN比が得られた。

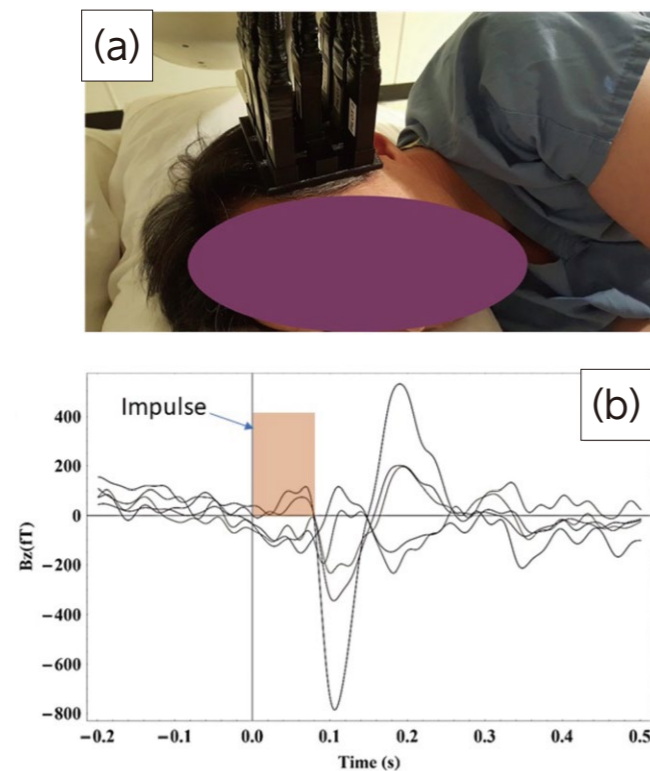


図8: (a)聴覚皮質上に配置されたQZFMを示す写真。  
(b)聴覚誘発反応。インパルス間隔は2~3秒(ランダム)、2 kHzトーン、記録時間5分、~175の平均値。

## 6. 結論

完全統合型の独立型ゼロ磁場OPMセンサーを実証し、この技術が胎児および成人のMCGおよびMEGなどの生体磁気の重要な分野においてSQUIDセンサーに代わる実用な代替手段であることを示した。我々のセンサーの絶対感度は、低温SQUIDデバイスに匹敵する。レーザーダイオードと他の光学部品を直接センサーパッケージに統合することによって、装置の全体的な堅牢性が著しく向上し、OPMを日常の臨床応用に組み込むことが可能になった。また、レーザーダイオードをセンサーパッケージと一体化することによって、特に低周波数領域におけるセンサーノイズ特性も大幅に改善された。さらに、センサー内部に磁場をゼロ化するコイル(field zeroing coils)を追加することで、磁場をゼロ化するための外部基盤(external field zeroing infrastructure)が不要になり、一般的な磁気遮蔽室内でセンサーを独立型(スタンドアロン)ユニットとして使用できるようになった。我々はまた、MEGタイプのイメージング用途のためのマルチチャンネル構成においてゼロ磁場OPM動作を可能にするにあたり、多くの技術的制約に対処した。非常に単純化された設計と組み合わされたOPM技術の非極低温の特徴は、将来の生体磁気用途のための技術における飛躍的変化をもたらすことが期待される。

## 7. 参考文献

- [1] D. Cohen, E. A. Edelsack, and J. E. Zimmerman, "MAGNETOCARDIOGRAMS TAKEN INSIDE A SHIELDED ROOM WITH A SUPERCONDUCTING POINT #x2010;CONTACT MAGNETOMETER," Appl. Phys. Lett., vol. 16, no. 7, pp. 278-280, Apr. 1970.
- [2] J. Dupont-Roc, S. Haroche, and C. Cohen-Tannoudji, "Detection of very weak magnetic fields (10-9gauss) by 87Rb zero-field level crossing resonances," Phys. Lett. A, vol. 28, no. 9, pp. 638-639, Feb. 1969.
- [3] W. Happer and H. Tang, "Spin-Exchange Shift and Narrowing of Magnetic Resonance Lines in Optically Pumped Alkali Vapors," Phys. Rev. Lett., vol. 31, no. 5, p. 273, Jul. 1973.
- [4] I. K. Kominis, T. W. Kornack, J. C. Allred, and M. V. Romalis, "A subfemtotesla multichannel atomic magnetometer," Nature, vol. 422, no. 6932, pp. 596-599, Apr. 2003.
- [5] V. K. Shah and R. T. Wakai, "A compact, high performance atomic magnetometer for biomedical applications," Phys. Med. Biol., vol. 58, no. 22, p. 8153, Nov. 2013.
- [6] S. Knappe, T. H. Sander, O. Kosch, F. Wiekhorst, J. Kitching, and L. Trahms, "Cross-validation of microfabricated atomic magnetometers with superconducting quantum interference devices for biomagnetic applications," Appl. Phys. Lett., vol. 97, no. 13, p. 133703, 2010.
- [7] O. Alem, A. M. Benison, D. S. Barth, J. Kitching, and S. Knappe, "Magnetoencephalography of Epilepsy with a Microfabricated Atomic Magnetode," J. Neurosci., vol. 34, no. 43, pp. 14324-14327, Oct. 2014.
- [8] C. Johnson, P. D. D. Schwindt, and M. Weisend, "Magnetoencephalography with a two-color pump-probe, fiber-coupled atomic magnetometer," Appl. Phys. Lett., vol. 97, no. 24, p. 243703, 2010. J.
- [9] Sheng et al., "Magnetoencephalography with a Cs-based high-sensitivity compact atomic magnetometer," Rev. Sci. Instrum., vol. 88, no. 9, p. 094304, Sep. 2017.
- [10] R. E. Slocum and F. N. Reilly, "Low Field Helium Magnetometer for Space Applications," IEEE Trans. Nucl. Sci., vol. 10, no. 1, pp. 165-171, 1963.
- [11] V. Shah, S. Knappe, P. D. D. Schwindt, and J. Kitching, "Subpicotesla atomic magnetometry with a microfabricated vapour cell," Nat Photon, vol. 1, no. 11, pp. 649-652, Nov. 2007.
- [12] E. Boto et al., "A new generation of magnetoencephalography: Room temperature measurements using optically-pumped magnetometers," NeuroImage, vol. 149, no. Supplement C, pp. 404-414, Apr. 2017.
- [13] H. Eswaran, D. Escalona-Vargas, E. H. Bolin, J. D. Wilson, and C. L. Lowery, "Fetal magnetocardiography using optically pumped magnetometers: a more adaptable and less expensive alternative?," Prenat. Diagn., vol. 37, no. 2, pp. 193-196, Feb. 2017.