

Research Paper
----------------

# Atomic Gradiometer for Recording the Simulated Human Brain Signal in Unshielded Environment<sup>1</sup>

Mohammad Mehdi Tehranchi\*<sup>2</sup>, Reza Sedeyan<sup>3</sup>,  
Maliheh Ranjbaran<sup>4</sup>, Seyed Mohammad Hosein Khalkhali<sup>5</sup>  
and Seyedeh Mehri Hamidi Sangdehi<sup>6</sup>

Received: 2023.08.13

Revised: 2023.11.28

Accepted: 2024.01.19

## Abstract

The fields resulting from the brain's neural activities provide essential information in diagnosing and treating brain diseases such as epilepsy, convulsions, and brain tumors. Recording brain magnetic field signals is one of the non-invasive brain functional imaging methods, which usually requires magnetic shielding besides expensive and bulky instruments. Although atomic magnetometers are inherently less sensitive than superconducting quantum interference devices, they are considered the best candidate for measuring bio-magnetic fields due to their low manufacturing cost, small size, and no need for cryogenic equipment. Atomic magnetometers measure the low-strength brain magnetic fields based on detecting Zeeman energy splitting and recording changes in the laser light intensity passing through an alkali vapor cell. To improve the sensitivity of these magnetometers, it is common to remove homogeneous noises in two magnetometer channels. For this purpose, we have presented a gradiometer to suppress unwanted magnetic noises. This gradiometer consists of two atomic magnetometers capable of detecting the field produced by the human brain in an unshielded environment in the presence of the Earth's magnetic field. The gradiometer has a sensitivity of  $900 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ . The designed and built gradiometer is suitable for detecting brain magnetic fields, which can be expanded as a multichannel to record the map of the brain's magnetic field.

**Keywords:** *Zeeman Splitting Detection, Gradiometer, Atomic Magnetometer, Biological Magnetic Fields, and Noise Cancellation.*

<sup>1</sup> <https://doi.org/10.22051/ijap.2024.44660.1343>

<sup>2</sup> Professor, Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran. (Corresponding Author) Email: [Tehranchi@sbu.ac.ir](mailto:Tehranchi@sbu.ac.ir)

<sup>3</sup> M.Sc. Student, Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran. Email: [r.sedeyan@mail.sbu.ac.ir](mailto:r.sedeyan@mail.sbu.ac.ir)

<sup>4</sup> Assistant Professor, Department of Physics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran. Email: [m.ranjbaran@iauctb.ac.ir](mailto:m.ranjbaran@iauctb.ac.ir)

<sup>5</sup> Assistant Professor, Department of Physics, Kharazmi University, Tehran, Iran. Email: [m\\_khalkhali@khu.ac.ir](mailto:m_khalkhali@khu.ac.ir)

<sup>6</sup> Professor, Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran. Email: [m\\_hamidi@sbu.ac.ir](mailto:m_hamidi@sbu.ac.ir)



# گرادیومتر اتمی برای ثبت سیگنال شبیه‌سازی مغز انسان در فضای بدون حفاظ مغناطیسی<sup>۱</sup>

محمد مهدی طهرانچی<sup>۲\*</sup>، رضا سدیان<sup>۳</sup>، ملیحه رنجبران<sup>۴</sup>،  
سید محمد حسین خلخالی<sup>۵</sup> و سیده مهری حمیدی سنگدهی<sup>۶</sup>

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۵/۲۲

تاریخ بازنگری: ۱۴۰۲/۰۹/۰۷

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۰/۲۹

فصلنامه علمی فیزیک کاربردی ایران

دانشکده فیزیک، دانشگاه الزهرا

سال چهاردهم، پیاپی ۳۷، تابستان ۱۴۰۳

صص ۴۰ - ۵۱

## چکیده:

میدان‌های بدست آمده از فعالیت‌های عصبی مغز، اطلاعات مهمی در زمینه تشخیص و درمان بیماری‌های مغزی چون صرع، تشنج و تومورهای مغزی به همراه دارند. ثبت سیگنال‌های میدان‌های مغناطیسی مغز یکی از روش‌های تصویربرداری عملکردی غیرتهاجمی مغز است که اغلب به حفاظ مغناطیسی و زیرساخت‌های گرانتیمت و حجیم نیاز دارد. مگنتومترهای اتمی اگر چه ذاتاً از دستگاه‌های تداخل کوانتومی ابررسانا حساسیت کمتری دارند، اما به دلیل هزینه ساخت کم، ابعاد کوچک و نیاز نداشتن به تجهیزات برودتی، بهترین گزینه برای اندازه‌گیری میدان‌های بیومغناطیسی محسوب می‌شوند. مگنتومترهای اتمی، میدان مغناطیسی بسیار ضعیف مغزی را بر اساس آشکارسازی میزان شکافتگی انرژی زیمان و با استفاده از ثبت تغییرات شدت نور لیزر در عبور از سلول بخار فلز قلیایی اندازه‌گیری می‌کنند. به منظور بهبود حساسیت این مگنتومترها در اندازه‌گیری تغییرات میدان، می‌توان نوفه‌های همگنی را که در دو کانال مگنتومتری به صورت یکسان قابل مشاهده هستند، حذف کرد. بر این اساس، در این پژوهش یک گرادیومتر برای سرکوب نوفه‌های مغناطیسی ناخواسته ارائه شده است. گرادیومتر ارائه شده که از دو مغناطیس سنج اتمی تشکیل شده است، توانایی تشخیص میدان تولید شده از مغز انسان در فضای بدون حفاظ مغناطیسی و در حضور میدان زمین را داراست. این گرادیومتر دارای حساسیت  $900 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$  در فضای باز است. گرادیومتر طراحی و ساخته شده که برای اندازه‌گیری میدان‌های مغناطیسی مغزی بسیار مناسب است، توانایی گسترش در چند کانال به منظور ثبت نقشه میدان مغناطیسی مغز را نیز دارا است.

**واژگان کلیدی:** آشکارسازی شکافتگی زیمان، گرادیومتر اتمی، میدان مغناطیسی زیستی و حذف نوفه.

<sup>۱</sup> <https://doi.org/10.22051/ijap.2024.44660.1343>

<sup>۲</sup> استاد، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. (نویسنده مسئول) Email: Teranchi@sbu.ac.ir

<sup>۳</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. Email: r.sedeyan@mail.sbu.ac.ir

<sup>۴</sup> استادیار، گروه فیزیک، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران. Email: m.ranjaran@iauct.ac.ir

<sup>۵</sup> استادیار، گروه فیزیک، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران. Email: m\_khalkhali@khu.ac.ir

<sup>۶</sup> استاد، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. Email: m\_hamidi@sbu.ac.ir



## ۱. مقدمه

مغزنگاری مغناطیسی (MEG)<sup>۱</sup> و مغزنگاری الکتریکی (EEG)<sup>۲</sup> از جمله روش‌های مهم در تصویربرداری منابع جریان عصبی مغز انسان هستند. این روش‌ها با وضوح میلی‌ثانیه و بسیار سریع‌تر از دیگر روش‌های غیرتهاجمی، چون تصویربرداری تشدید مغناطیسی عملکردی (fMRI)<sup>۳</sup>، طیف‌سنجی مادون قرمز نزدیک (NIRS)<sup>۴</sup> و توموگرافی انتشار پوزیترون (PET)<sup>۵</sup> [۱] در آشکارسازی فعالیت‌های مغزی انسان عمل می‌کنند. در این میان، مغزنگاری مغناطیسی، به دلیل اندازه‌گیری غیرتماسی و بهبود موقعیت منبع، نسبت به مغزنگاری الکتریکی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار شده است. این روش عملکردی، توانایی تشخیص نواحی از کورتکس مغز که جریان‌های الکتریکی غیرعادی مربوط به صرع گسیل می‌کنند، نواحی مربوط به مهارت‌های حرکتی، عملکردهای شناختی، کارکردهای زبانی، حافظه‌ای و حواسی را برای بیمارانی که تحت عمل جراحی برای آسیب‌ها یا جراحاتی در نزدیکی این نواحی مغز قرار می‌گیرند فراهم می‌سازد [۲].

در سامانه‌های مغزنگاری مغناطیسی اغلب از مغناطیس‌سنج‌ها یا گرادئومترهای تداخل کوانتومی ابررسانا (SQUID)<sup>۶</sup> با حساسیت فمتوتسلا استفاده می‌شود. این سامانه‌ها به اتاق‌های گران‌قیمت با حفاظ یا سپرهای مغناطیسی در مقیاس انسانی، و همچنین زیرساخت‌هایی برای عملیات بروی نیاز دارند که این سامانه‌ها را بسیار حجیم و گران‌قیمت می‌سازد. همچنین، قرار گرفتن شخص بیمار در یک اتاق با حفاظ مغناطیسی، دامنه رفتارها و فعالیت‌هایی را که به صورت بالقوه می‌تواند داشته باشد، محدود کرده و بنابراین در مطالعه رفتارهای شناختی محدودیت ایجاد می‌کند. از دیگر نقص‌های مغزنگاری مغناطیسی با استفاده از دستگاه‌های تداخل کوانتومی ابررسانا این است که بیشتر به منابع جریان عصبی کم‌عمق حساس هستند. همچنین، گرادئومترهای تداخل کوانتومی ابررسانا از پایه در خنثی‌سازی میدان‌های مغناطیسی یکنواخت با استفاده از کویل‌های سه محوره دارای محدودیت هستند [۳،۴] و بنابراین قادر نخواهند بود در محیط بدون حفاظ مغناطیسی عملکرد مناسبی داشته باشند.

با توجه به محدودیت‌های سامانه‌های مغزنگاری تداخل کوانتومی ابررسانا، پژوهش‌هایی بر روی مغناطیس‌سنج‌های پمپ شده نوری برای تشخیص مغزنگاری مغناطیسی افزایش یافته است. بیشتر

<sup>1</sup> Magnetoencephalography

<sup>2</sup> Electroencephalography

<sup>3</sup> Functional Magnetic Resonance Imaging

<sup>4</sup> Near-infrared Spectroscopy

<sup>5</sup> Positron Emission Tomography

<sup>6</sup> Superconducting Quantum Interference Device



مغناطیس‌سنج‌های حساس اتمی با استفاده از بخارات قلیایی نزدیک به میدان صفر در یک رژیم بدون واهلش تبادل اسپین (SERF)<sup>۱</sup> کار می‌کنند [۵]. مغناطیس‌سنج‌های SERF برای تشخیص [۷،۶] و آشکارسازی [۱۰،۸] سیگنال‌های مغزنگاری مغناطیسی استفاده شده‌اند، اما همچنان به دلیل نیاز به عملکرد در میدان مغناطیسی بسیار کوچک، به حفاظ مغناطیسی برای حذف میدان مغناطیسی زمین نیاز دارند [۱۱،۹].

روشی که در این پژوهش برای مغزنگاری مغناطیسی در محیط بدون حفاظ مغناطیسی ارائه شده است، گرادیومتری با استفاده از دو سلول بخار فلز قلیایی روییدیوم است که توانایی تشخیص سیگنال‌های مغناطیسی مغزی در میدان مغناطیسی زمین و نوفه‌های موجود در اطراف را داراست. در ساختار گرادیومتری با استفاده از دو مغناطیس‌سنج اتمی، فرکانس تقدیمی لارمور اسپین‌های الکترون بخار فلز قلیایی مربوط به میدان مغناطیسی مغز اندازه‌گیری شده است. اندازه‌گیری فرکانس در مقایسه با اندازه‌گیری ولتاژ مرتبط با سایر حسگرهای میدان مغناطیسی، دامنه دینامیکی و خطی بسیار بیشتری را فراهم می‌آورد. تفاضل فرکانس‌های ثبت شده از دو سلول بخار قلیایی و یافتن گرادیان میدان مغناطیسی مرتبه اول، امکان تشخیص منابع جریان عمیق‌تر را فراهم می‌کند. عملکرد گرادیومتری با ثبت چگالی طیفی نوفه در محیط دارای نوفه بررسی شده است. اندازه‌گیری میدان شبیه‌سازی شده تحریک کورتکس شنوایی مغز در حضور میدان زمین و بدون حفاظ مغناطیسی با کمک گرادیومتری انجام شده است.

## ۲. روش کار

### ۱.۲ اصول حاکم بر مگنتومترهای $M_x$

اساس مگنتومتر اتمی  $M_x$  اندازه‌گیری بسامد حرکت تقدیمی لارمور قطبش اسپینی بخار یک فلز قلیایی است که در میدان مغناطیسی قرار گرفته است. هنگامی که یک اتم با میدان مغناطیسی برهم‌کنش می‌کند، میدان مغناطیسی گشتاوری به تکانه زاویه‌ای کل اتم اعمال می‌کند که موجب حرکت تقدیمی اتم اطراف میدان با فرکانس لارمور می‌شود. آشکارسازی این فرکانس به اندازه‌گیری میدان مغناطیسی اعمالی منجر می‌شود [۱۳].

تعبیر کوانتومی این پدیده، اندازه‌گیری انرژی مربوط به شکافتگی زیمان ناشی از اعمال میدان مغناطیسی خارجی است. در اثر اعمال میدان مغناطیسی و پدیده زیمان ترازهای انرژی فوق ریز اتم

<sup>1</sup> Spin- Exchange Relaxation- Free

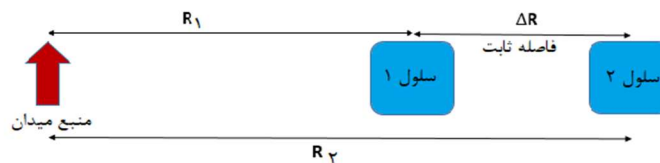
<sup>2</sup>  $M_x$  Atomic Magnetometer



به ترازهای زیمان شکافته می شوند. دمش اپتیکی قطبش اسپینی را ایجاد کرده و اتم‌ها در بالاترین تراز حالت پایه قرار می گیرند. با اعمال میدان مغناطیسی نوسانی، قطبش همدوس می شود (در این حالت پدیده تشدید در جذب الکترونی رخ می دهد). این اتفاق زمانی رخ می دهد که انرژی میدان نوسانی با اختلاف انرژی شکافتگی زیمان برابر شود ( $\hbar\omega_{RF} = \hbar\omega_l$ ) و بنابراین بسامد میدان نوسانی از راه رابطه  $\omega_l = \gamma B_0$ ، معادل با میدان مغناطیسی اعمالی است. در این رابطه  $\gamma = g\mu_B / \hbar$  نسبت ژیرومغناطیسی، فاکتور تبدیل بین فرکانس لارمور  $\omega_l$  و شدت میدان مغناطیسی  $B_0$  است [۱۴، ۱۷].

## ۲.۲ ساختار گرادایومتر

عملکرد حسگرهای مغناطیسی حساس در محیط بدون حفاظ، از جمله میدان مغناطیسی زمین و نوفه‌های محیطی، نیازمند تفاضل سیگنال‌های مغناطیسی مشترک است. حذف نوفه‌های محیطی یک چالش بزرگ برای اندازه‌گیری‌های بیومغناطیس مانند مغزنگاری و قلب‌نگاری مغناطیسی غیرتهاجمی است. روش معمول برای حذف نوفه و بهبود حساسیت مگنتومتری، اجرای طرح گرادایومتر مغناطیسی است. گرادایومتر به معنای تفاضل سیگنال‌های بدست آمده از دو مگنتومتر نزدیک به هم با فاصله مشخص (شکل (۱)) با هدف حذف نوفه‌های همگن بین دو کانال اندازه‌گیری است. گرادایومترهای مغناطیسی نسبت به مگنتومترها، نسبت سیگنال به نوفه بیشتری برای آشکارسازی منابع میدان مغناطیسی بسیار ظریف نشان می‌دهند [۱۲].



شکل ۱ طرحواره گرادایومتری.

همان‌گونه که بیان شد، مگنتومتر مورد استفاده در این گرادایومتر مگنتومتر اتمی  $M_x$  است. در گرادایومتر طراحی شده با استفاده از دو سلول فلز قلیایی روییدوم که در فاصله ۵ سانتی‌متری از یکدیگر قرار دارند، تفاضل میدان اندازه گرفته شده است. در این روش از یک پیچه هلمهولتز جهت ایجاد میدان رادیوفرکانسی در دو سلول استفاده شده است. مگنتومترها در حالت فاز قفل شده، با

کنترل فرکانس رادیویی که در هر دو سلول حسگر مشترک است، کار می‌کند. بنابراین تضمین می‌شود که فرکانس تقدیمی لحظه‌ای لارمور گشتاورهای اتمی همیشه با فرکانس رادیویی<sup>۱</sup> در دو حسگر هماهنگ است. از این رو، با این شرط که میدان‌های محیطی در هر دو کانال همگن باشند، به صورت همزمان، نوسانات پس زمینه حسگر نزدیک به منبع میدان (سلول اول) درست می‌شود [۱۴].

عملکرد گرادایومتر را به این صورت می‌توان بیان کرد که چون شکل (۱)، سیگنال خروجی،  $S_i$ ، سیگنال هر مگنتومتر می‌باشد که به صورت  $S_i = M_i B(R_i)$  بیان می‌شود و در آن،  $M$  تابع پاسخ مگنتومتر به میدان مغناطیسی و  $B(R_i)$  بزرگی میدان در فاصله  $R_i$  از منبع است. سیگنال گرادایومتر  $S_G$  از راه تفاضل دو میدان سیگنال بدست آمده از مگنتومتر با استفاده از رابطه (۱)،

$$S_G = S_1 - S_2 = M_1 B(R_1) - M_2 B(R_2) \quad (1)$$

بدست می‌آید. منظور از  $\Delta R$  فاصله دو سلول می‌باشد که  $\Delta R = 5 \text{ cm}$  است. به این ترتیب گرادایومتر می‌تواند نوفه‌های زمینه را حذف کرده و حساسیت را افزایش دهد [۱۲].

### ۳.۲ چیدمان اندازه‌گیری

چیدمان گرادایومتری با استفاده از دو سلول در شکل (۲) نشان داده شده است. هسته‌های این چیدمان دو سلول شیشه‌ای مکعبی شکل از جنس کوارتز است که شامل بخار رویدیوم با ابعاد  $15 \times 10 \times 10 \text{ mm}^3$  بوده که در فاصله ۵ سانتی‌متر از یکدیگر قرار گرفته‌اند. این دو سلول به کمک اعمال جریان به گرماساز الکتریکی به منظور ایجاد بخار رویدیم گرم می‌شوند. به منظور دمش اتم‌های رویدیم از لیزر دیودی با فیدبک توزیع شده (DFB)<sup>۲</sup>  $794/8$  نانومتر استفاده می‌شود که برابر با خط جذبی  $D_1$  رویدیم می‌باشد. نور لیزر در ابتدا با استفاده از یک قطبش‌گر و تیغه ربع موج ( $\lambda/4$ ) که در زاویه ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر قرار دارند، جهت انجام فرآیند دمش اپتیکی به صورت دایروی قطبیده می‌شود. سپس با استفاده از یک شکافنده پرتو  $50/50$  به دو پرتو با شدت یکسان، جهت ورود به دو سلول، تقسیم می‌شود. در نهایت هر دو پرتو پس از عبور از دو سلول بخار وارد آشکارسازهای نوری دیودی می‌شوند. از سه جفت پیچه هلمهولتز عمود بر هم به منظور حذف کردن میدان مغناطیسی زمین استفاده شده است. دو پیچه دایروی هلمهولتز به منظور ایجاد میدان نوسانی فرکانس رادیویی<sup>۳</sup> جهت برانگیختن حرکت تقدیمی اسپین‌ها حول میدان ثابت و ایجاد

<sup>1</sup> Radio Frequency (RF)

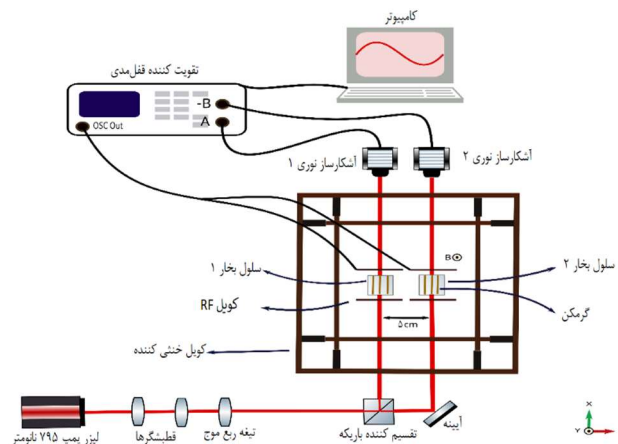
<sup>2</sup> Distributed Feedback Diode (DFB) Laser

<sup>3</sup> Oscillating Radio Frequency Field



پدیده تشدید اسپینی [۱۵،۱۶]، در اطراف هر دو سلول در راستای نور و عمود بر میدان مغناطیسی اعمالی قرار داده شده است.

با اعمال جریان لازم جهت تولید میدان مغناطیسی معکوس میدان زمین به پیچه‌های هلمهولتز عمود بر هم، میدان مغناطیسی به صورت تقریبی در مرکز دو سلول به صفر رسانده می‌شود. سپس با اعمال ولتاژ نوسانی به پیچه‌های مربوط به میدان نوسانی رادیوفرکانسی و جاروب فرکانس آن اطراف فرکانس لارمور و ثبت تغییرات جذب نور لیزر در عبور از هر دو سلول، مؤلفه‌های همفاز و ناهم‌فاز خروجی آشکارسازها با استفاده از تقویت کننده قفل مدی (Lock-in amplifier) ثبت می‌شود. ثبت این سیگنال‌ها جهت بدست آوردن فرکانس تشدید با استفاده از رایانه و برنامه نوشته شده در محیط نرم‌افزار LabVIEW<sup>۱</sup> انجام می‌شود. در این برنامه، با اعمال دستور جاروب فرکانس رادیویی، شدت آشکارسازها به صورت منحنی‌های تشدید، ثبت و ذخیره می‌شود. در نهایت فرکانس دستگاه تقویت کننده قفل مدی در فرکانس تشدید قفل شده و خروجی آشکارسازهای نوری در دو کانال، جهت اندازه‌گیری گرادیان میدان و حذف نوفه‌های زمینه، از هم کم می‌شود.



شکل ۲ چیدمان گرادومتر مغناطیسی برای ثبت شبه سیگنال مغزی.

<sup>۱</sup> Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench

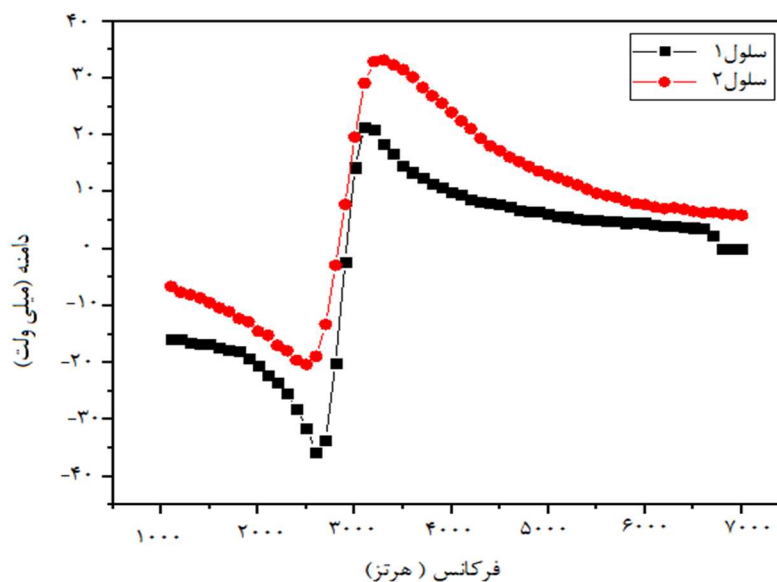
### ۳. بحث و نتیجه‌گیری

ابتدا پیچه‌های هلمهولتز با استفاده از گاوس متر اثر هال کالیبره شد. سپس با اعمال جریان ثابت به پیچه‌های سه محوره هلمهولتز، میدان مغناطیسی زمین با دقت  $1 \mu T$  تضعیف شد. پس از جاروب فرکانسی، میدان مغناطیسی ضعیفی داخل پیچه‌ها (بدون استفاده از حفاظ مغناطیسی) در حدود ۴۱۴ نانو تسلا در مرکز هر دو سلول در راستای محور X تولید شد. سپس تغییرات شدت نور لیزر هنگام عبور از دو سلول در اثر اعمال این میدان مغناطیسی با جاروب فرکانس میدان نوسانی RF اطراف فرکانس لارمور بدست آمد. شدت سیگنال‌های ثبت شده از راه دو آشکارساز نوری به دستگاه تقویت کننده قفل مدی ارسال و با رایانه ذخیره می‌شود.

در شکل (۳)، منحنی تشدید ثبت شده با هر یک از مگنتومترهای گرادایومتر نشان داده شده است. هنگامی که میدان نوسانی اعمالی به هر دو سلول اعمال شود، جذب تشدید صورت می‌پذیرد و مؤلفه هم فاز شدت رسیده به آشکارساز اطراف فرکانس لارمور رفتار لورنتسی و ناهم فاز آن رفتاری با قلّه و درّه از خود نشان می‌دهد. با توجه به شکل (۳)، نقطه عطف نمودار ناهم فاز، ۲۹۰۰ هرتز، برابر فرکانس تشدید هر دو سلول است که با استفاده از رابطه  $\omega_L = \gamma B$  معادل کاهش میدان زمینه به ۴۱۴ نانو تسلا می‌باشد. به منظور اندازه‌گیری میدان‌های ضعیف با روش گرادایومتری لازم است که فرکانس تشدید در هر دو کانال اندازه‌گیری برابر باشد. همچنین، برای بهبود حساسیت گرادایومتر، سیگنال تشدید هر دو کانال باید نسبت پهنا به دامنه کمابیش برابری داشته باشند. پس از ثبت منحنی تشدید، فرکانس میدان نوسانی بر روی فرکانس لارمور ثابت شده و میدان شبیه‌سازی مجهول به گرادایومتر اعمال می‌شود.



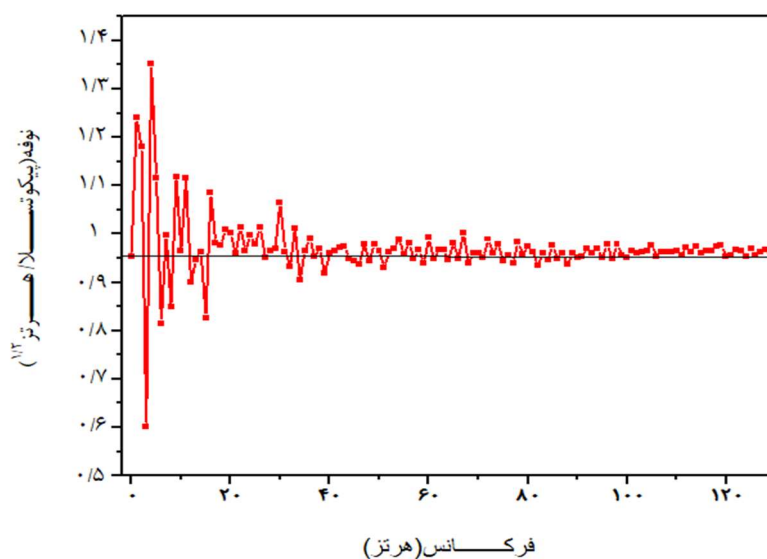




شکل ۳ منحنی تشدید دو کانال گرادئومتر

پیش از ثبت میدان بسیار ظریف مجهول، مشخصه‌یابی مناسب نوفه ضروری است. مشخصه‌های نوفه یک سامانه اغلب با چگالی طیفی نوفه بر حسب  $V/\sqrt{Hz}$  در حالت توان بیان شده که چگالی طیفی توان<sup>۱</sup> نامیده می‌شود و در محدوده فرکانس مورد علاقه بیان می‌شود. چگالی طیفی نوفه هنگامی بدست می‌آید که روی فرکانس لارمور قرار دارد. با استفاده از تبدیل فوریه داده‌ها طیف چگالی نوفه بدست می‌آید [۱۳]. با توجه به شکل (۴) گرادئومتر دارای حساسیت حدود  $fT/\sqrt{Hz}$  در فضای باز است.

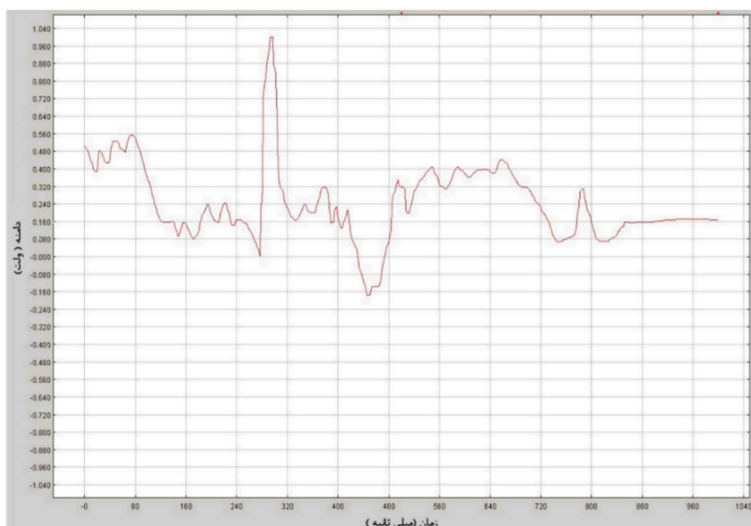
<sup>۱</sup> Power Spectral Density (PSD)



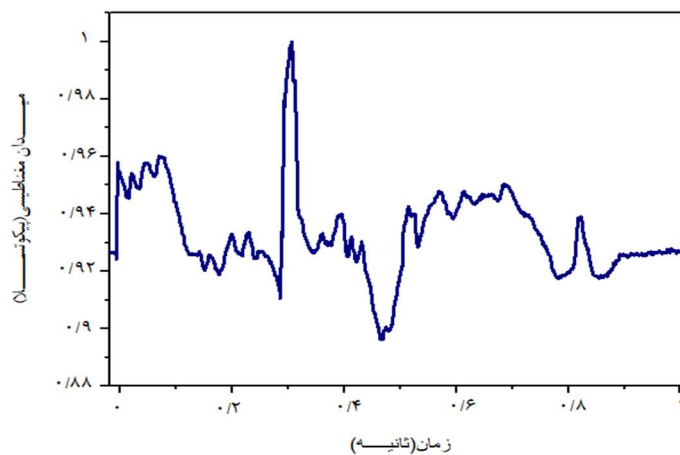
شکل ۴ چگالی طیفی نوفه گرادیومتر در فضای بدون حفاظ مغناطیسی.

پس از اندازه‌گیری چگالی طیفی نوفه و مشخص کردن حساسیت مگنتومترها، گرادیومتر در فضای باز و در مقابل نوفه‌های محیطی در معرض یک میدان شبه حقیقی از میدان مغناطیسی مغز انسان قرار گرفت. میدان مغناطیسی بدست آمده از تحریک کورتکس شنوایی مغز از راه اعمال ولتاژ شبیه‌سازی شده (شکل ۵)) با دستگاه مولد سیگنال، ایجاد می‌شود. این ولتاژ به پیچ‌های هلمهولتری که در کنار یکی از سلول‌ها تعبیه شده، اعمال شده و جریان ایجاد شده در پیچ‌ها، میدان مغناطیسی شبه حقیقی را تولید می‌کنند. همان‌طور که در شکل (۶) مشاهده می‌شود، گرادیومتر قادر است تغییرات این میدان را به خوبی دنبال کند.





**شکل ۵** ولتاژ شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار برای اعمال به پیچ‌های هلمهولتز جهت تولید میدان مغناطیسی بدست آمده از تحریک کورتکس شنوایی مغز انسان.



**شکل ۶** پاسخ گرادومتر به میدان مغناطیسی شبیه‌سازی شده اعمالی.

#### ۴. نتیجه‌گیری

میدان مغناطیسی ناشی از فعالیت‌های عصبی مغز، داده‌های مهمی در زمینه تشخیص و درمان بیماری‌های مغزی از جمله شناسایی اختلال در عملکرد مغز ناشی از تشنج، تومورهای مغزی، صرع،

التهاب مغز، آسیب مغزی ناشی از ضربه به سر، سکته یا مرگ مغزی به همراه دارند. مگنتومترهای اتمی اگر چه از حساسیت کم‌تری در مقایسه با دستگاه‌های تداخل کوانتومی ابررسانا برخوردارند، اما به دلیل هزینه ساخت کم‌تر و نیاز نداشتن به دمای برودتی، بهترین انتخاب به منظور اندازه‌گیری میدان‌های مغز محسوب می‌شوند. برای بهینه‌سازی حساسیت این مگنتومترها، باید نوفه‌های همگنی را که در دو کانال مگنتومتري به صورت یکسان وجود دارد، حذف کرد. بدین منظور در این پژوهش، یک گرادایومتر برای حذف نوفه‌های مغناطیسی ناخواسته ارائه شده است. این گرادایومتر از دو مگنتومتر اتمی تشکیل شده که توانایی تشخیص میدان تولید شده از مغز انسان در فضای بدون حفاظ مغناطیسی و در حضور میدان زمین را داراست. گرادایومتر دارای حساسیت  $900 fT/\sqrt{Hz}$  در فضای بدون حفاظ مغناطیسی است که برای تشخیص میدان‌های مغناطیسی شیبه‌سازی شده تحریک شنوایی کور تکس مغز مورد استفاده قرار گرفته است. پاسخ‌های دریافتی از گرادایومتر نشان داده است که گرادایومتر به خوبی توانایی رهگیری تغییرات میدان مغناطیسی و ثبت نقشه مغناطیسی مغز انسان را داراست.

## ۵. تقدیر و تشکر

این مقاله توسط ستاد توسعه علوم و فناوری‌های شناختی حمایت مالی شده است.

## منابع

- [1] Hämäläinen, M., Hari, R., Ilmoniemi, R.J., Knuttila, J. and Lounasmaa, O.V., "Magnetoencephalography—theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain", *RMP* 65(2), 413, 1993. <https://doi.org/10.1103/RevModPhys.65.413>.
- [2] Baillet, S., "Magnetoencephalography for brain electrophysiology and imaging", *Nat. Neurosci* 3, 327-339, 2017. <https://doi.org/10.1038/nn.4504>.
- [3] Vrba, J., Taylor, B., Cheung, T., Fife, A.A., Haid, G., Kubik, P.R., Lee, S., McCubbin, J. and Burbank, M.B., "Noise cancellation by a whole-cortex SQUID MEG system", *IEEE Trans. Appl. Supercond* 2, 2218-2123, 1995. <https://doi.org/10.1109/77.403001>.
- [4] Seki, Y., Kandori, A., Ogata, K., Miyashita, T., Kumagai, Y., Ohnuma, M., Konaka, K. and Naritomi, H., "Note: Unshielded bilateral magnetoencephalography system using two-dimensional gradiometers", *Rev. Sci. Instrum* 81(9), 096103, 2010. <https://doi.org/10.1063/1.3482154>.
- [5] Kominis, I.K., Kornack, T.W., Allred, J.C. and Romalis, M.V., "A subfemtotesla multichannel atomic magnetometer", *Nature* 422(6932), 596-599, 2003. <https://doi.org/10.1038/nature01484>.



- [6] Xia, H., Ben-Amar Baranga, A., Hoffman, D. and Romalis, M.V., "Magnetoencephalography with an atomic magnetometer", *Appl. Phys. Lett* 89(21), 211104, 2006. <https://doi.org/10.1063/1.2392722>.
- [7] Sheng, J., Wan, S., Sun, Y., Dou, R., Guo, Y., Wei, K., He, K., Qin, J. and Gao, J.H., "Magnetoencephalography with a Cs-based high-sensitivity compact atomic magnetometer", *Rev. Sci. Instrum* 88(9), 094304, 2017. <https://doi.org/10.1063/1.5001730>.
- [8] Kim, K., Begus, S., Xia, H., Lee, S.K., Jazbinsek, V., Trontelj, Z. and Romalis, M.V., "multi-channel atomic magnetometer for magnetoencephalography: A configuration study", *NeuroImage* 89, 143-151, 2014. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2013.10.040>.
- [9] Boto, E., Holmes, N., Leggett, J., Roberts, G., Shah, V., Meyer, S.S., Muñoz, L.D., Mullinger, K.J., Tierney, T.M., Bestmann, S. and Barnes, G.R., "Moving magnetoencephalography towards real-world applications with a wearable system", *Nature* 555(7698), 657-661, 2018. <https://doi.org/10.1038/nature26147>.
- [10] Borna, A., Carter, T.R., Colombo, A.P., Jau, Y.Y., McKay, J., Weisend, M., Taulu, S., Stephen, J.M. and Schwindt, P.D., "Non-invasive functional-brain-imaging with an OPM-based magnetoencephalography system", *Plos one* 15(1), e0227684, 2020. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227684>.
- [11] Hill, R.M., Boto, E., Holmes, N., Hartley, C., Seedat, Z.A., Leggett, J., Roberts, G., Shah, V., Tierney, T.M., Woolrich, M.W. and Stagg, C.J., "A tool for functional brain imaging with lifespan compliance", *Nat. Commun* 10(1), 4785, 2019. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-12486-x>.
- [12] Sulai, I.A., DeLand, Z.J., Bulatowicz, M.D., Wahl, C.P., Wakai, R.T. and Walker, T.G., "Characterizing atomic magnetic gradiometers for fetal magnetocardiography", *Rev. Sci. Instrum* 8, 085003, 2019. <https://doi.org/10.1063/1.5091007>.
- [13] Ranjbaran, M., Tehranchi, M.M., Hamidi, S.M. and Khalkhali, S. M. H., "Relaxation time dependencies of optically detected magnetic resonance harmonics in highly sensitive Mx magnetometers", *J. Magn. Magn. Mater* 469, 522-530, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2018.09.031>.
- [14] Bison, G., Wynands, R. and Weis, A., "A laser-pumped magnetometer for the mapping of human cardiomagnetic fields", *Appl. Phys B* 76, 325-328, 2003. <https://doi.org/10.1007/s00340-003-1120-z>.
- [15] Tiporlini, V., & Alameh, K., "High sensitivity optically pumped quantum magnetometer", *Sci. World J*, 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/858379>.
- [16] Ranjbaran, M., Tehranchi, M.M., Hamidi, S.M. and Khalkhali, S.M.H., "Sensitivity optimization of Bell-Bloom magnetometers by manipulation of atomic spin synchronization", *Phys. C: Supercond. Appl* 548, 99-102, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.physc.2018.02.011>.
- [17] Ranjbaran, M., Tehranchi, M.M., Hamidi, S.M. and Khalkhali, S. M. H., "Effects of square-wave magnetic fields on synchronization of nonlinear spin precession for sensitivity improvement of Mx magnetometers", *J. Magn. Magn. Mater* 441, 718-723, 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jmmm.2017.06.084>.



This article is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution-Noncommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0 license) (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>).

