

Evaluation of magnetic and giant magnetoimpedance properties in amorphous Co-based biosensor

*Farzad Shahri¹, Sobhan Mohammadi Fathabad²

1- Assistant Professor, Department of Advanced Materials & Renewable Energy, Iranian Research Organization for Science & Technology (IROST), Tehran, Iran.

2- MSc, Department of Advanced Materials & Renewable Energy, Iranian Research Organization for Science & Technology (IROST), Tehran, Iran.

Citation: Shahri F, Mohammadi Fathabad S. Evaluation of magnetic and giant magnetoimpedance properties in amorphous Co-based biosensor. Metallurgical Engineering 2020; 23(2): 163-175 <http://dx.doi.org/10.22076/me.2020.128487.1288>

doi : <http://dx.doi.org/10.22076/me.2020.128487.1288>

ABSTRACT

In this work, a multilayer magnetic biosensor ($\text{SiO}_2/\text{CoFeSiB}/\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Cr}/\text{Au}$) based on the giant magnetoimpedance (GMI) effect, is designed and fabricated by micro-electromechanical system (MEMS) technology. $\text{Co}_{68.15}\text{Fe}_{4.3}\text{Si}_{12.5}\text{B}_{15}$ alloy ingot was prepared using vacuum arc remelting (VAR) furnace and then amorphous ribbon was produced using melt-spinning process. In order to develop the GMI biosensor, a micro-pattern was implicated on the ribbon on a SiO_2 substrate using lithography technique with a meander structure containing 10 arms. $\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Cr}/\text{Au}$ layers were deposited on the patterned ribbon using RF-sputtering technique. Differential scanning calorimetry (DSC) and X-ray diffraction (XRD) were used to evaluate the thermal property and structure of the ribbon. The results showed that the structure of the ribbon is amorphous. Finally, magnetoimpedance evaluation of the sensor was done at frequency range of 1-12 MHz and magnetic field of 0-170 Oe. In the GMI experiment, Fe_3O_4 nanoparticles were used as sensing elements. Based on the results obtained, it was shown that the maximum GMI ratio was 67% for blank sensor and is reduced by about 13% for sensor with 0.1 mg Fe_3O_4 at frequency of 9 MHz. Therefore, due to the significant sensitivity of fabricated sensor to iron-oxide nanoparticles, this sensor has potential to be used for bio-magnetic applications.

Keywords: Bio-Magnetic sensor, Co-based amorphous ribbon, Magnetoimpedance effect, super paramagnetic particle, Iron oxide, micro electro mechanical system (MEMS).

Received: 1 June 2020

Accepted: 22 December 2020

■ ■

* **Corresponding Author:**

Farzad Shahri, PhD

Address: Department of Advanced Materials & Renewable Energy, Iranian Research Organization for Science & Technology (IROST), Tehran, Iran.

Tel: +98 (21) 57416250

E-mail: fshahri@irost.ir

بررسی خواص مغناطیسی و امیدانس مغناطیسی بزرگ در حسگر زیستی-مغناطیسی پایه کبالت آمورف

*فرزاد شهری^۱، سبحان محمدی فتح آباد^۲

۱- استادیار، پژوهشکده مواد پیشرفته و انرژیهای نو، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران.
۲- کارشناسی ارشد، پژوهشکده مواد پیشرفته و انرژیهای نو، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران.

چکیده

در تحقیق حاضر یک حسگر زیستی-مغناطیسی چند لایه $(SiO_2/CoFeSiB/Al_2O_3/Cr/Au)$ مبتنی بر اثر امیدانس مغناطیسی با استفاده از سیستم میکروالکترومکانیکی طراحی و ساخته شده است. بدین منظور ابتدا شمش آلیاژ پایه کبالت با ترکیب $Co_{80}Fe_{4.3}Si_{12.5}B_{15}$ در کوره القایی تحت خلاء تهیه و سپس با استفاده از دستگاه مذاب-ریسی، نوارهای انجماد سریع شده با ریزساختار آمورف تهیه شدند. جهت تهیه حسگر، یک طرح مارپیچی با ده عدد بازو با استفاده از فرآیند لیتوگرافی بر روی سطح نوار آمورف تهیه و سپس پوشش چند لایه آلومینیا/کروم/طلا با استفاده از فرآیند کندوپاش مغناطیسی امواج رادیویی، بر روی آن پوشش دهی شد. مشخصات مغناطیسی نوار به کمک دستگاه منحنی نگار هیستریزس و مغناطش سنج نمونه مرتعش اندازه گیری شدند. مقاومت الکتریکی ویژه آلیاژ به روش پوششگر چهار نقطه اندازه گیری شد. آزمون پراش پرتو ایکس بر روی نوار نشان دهنده یک ساختار آمورف نوار می باشد. اندازه و ترکیب ذرات اکسید آهن مورد استفاده در این پژوهش به وسیله میکروسکوپ الکترونی روبشی و آزمون پراش پرتو ایکس مشخص شدند. نسبت امیدانس مغناطیسی بزرگ (GMI) نوار و حسگرها در محدوده فرکانسی ۱ تا ۱۲ MHz و حداکثر میدان مغناطیسی ۱۷۰ Oe مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان می دهد که حداکثر نسبت امیدانس مغناطیسی حسگر برابر با ۶۷٪ و در فرکانس ۹ MHz حاصل شده است که در حضور ۰/۱ mg از ذرات سوپر-پارامگناطیس اکسید آهن بروی سطح حسگر، به میزان ۱۳٪ کاهش یافته است. بنابراین، با توجه به حساسیت قابل توجه حسگر تهیه شده به نانوذرات اکسید آهن، این حسگر می تواند در کاربردهای زیستی-مغناطیسی مورد استفاده قرار گیرد.

واژه های کلیدی: حسگر زیستی-مغناطیسی، نوار آمورف پایه کبالت، اثر امیدانس مغناطیسی بزرگ، ذرات سوپر-پارامگناطیس، اکسید آهن، سیستم میکرو-الکترو-مکانیکی.

دریافت: ۱۳۹۹/۰۳/۱۲ | پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۰۲

۱. مقدمه

در این رابطه، R مقاومت الکتریکی^۲، X عکس العمل الکتریکی^۱، و ω بسامد تعریف می شوند. در واقع تحت شرایط میدان استاتیک مغناطیسی یا تنش مکانیکی، این Z است که تغییرات شدیدی از خود نشان می دهد که طبیعتاً ناشی از تغییرات در R (قسمت حقیقی امیدانس) و X (قسمت موهومی امیدانس) می باشد. چنانچه H مقدار میدان مغناطیسی خارجی و H_{max} حداکثر میدان مغناطیسی تعریف شوند، آنگاه نسبت GMI به صورت زیر حاصل می شود [۱]:

رابطه (۲)

$$\frac{\Delta Z}{Z} = \left\{ |Z|_H - |Z|_{H_{max}} \right\} / |Z|_{H_{max}}$$

2. Resistance
3. Reactance

پدیده امیدانس مغناطیسی در مواد مغناطیس نرم قابل مشاهده است. هنگامیکه جریان متناوب با فرکانس مشخصی از ماده نرم مغناطیس عبور می کند، امیدانس ماده با تغییرات میدان مغناطیسی DC تغییر می کند. به نسبت اختلاف پتانسیل متناوب به جریان متناوب عبوری از رسانا در یک بسامد مشخص، امیدانس^۱ می گویند که به صورت زیر نشان داده می شود [۱]:

رابطه (۱)

$$Z(\omega) = R + iX = V_{ac} / I_{ac}$$

1. Impedance

* نویسنده مسئول:

دکتر فرزاد شهری

نشانی: تهران، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، پژوهشکده مواد پیشرفته و انرژیهای نو.

تلفن: ۵۷۴۱۶۲۵۰ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: fshahri@irost.ir

بیوتینی^۶ (برای مثال، ایمونوگلوبین و آلبومین) دارد، استفاده کرد. فراتر از اینها، نانوذرات مغناطیسی را می‌توان با آنتی‌بادی‌ها برای اتصال به آنتی ژن مربوطه، عامل‌دار کرد. در مکانیزم‌های بر پایه‌ی حسگر مغناطیسی، آنتی ژن هدف از درون محلول نمونه حرکت می‌کند و بر روی سطح ماده‌ی حسگر بیحرکت می‌شود، سپس ذرات مغناطیسی به مکان‌هایی که آنتی ژن هدف به آن متصل شده، می‌چسبند. بقیه‌ی محلول نمونه که با حسگر واکنش نداده اند از روی سطح حسگر شسته می‌شوند و بقیه‌ی ذرات مغناطیسی نیز توسط آهنربا از روی سطح حسگر جمع می‌شوند. حال آنکه حسگر مغناطیسی تنها ذرات مغناطیسی بیحرکت روی سطح خود را شناسایی می‌کند. در این روش هر چه ولتاژ خروجی از حسگر بیشتر باشد، نشان دهنده‌ی غلظت بالاتری از ذرات مغناطیسی است (غلظت ذرات با غلظت آنتی ژن هدف ارتباط مستقیم دارد) [۱۱-۱۸].

کورلیاندسکایا^۷ و همکارانش در سال ۲۰۰۵ از یک نوار آمورف CoFeMoSiB به منظور شناسایی میکروبیدهای مغناطیسی M450 با ابعاد $4/5 \mu\text{m}$ استفاده کردند [۱۵]. نتایج حاصل از آزمون امپدانس مغناطیسی نشان داده است که تفاوت فاحش بین نمونه‌های حاوی داینابید مغناطیسی و بدون آن حاصل شده و حضور داینابید در سطح نمونه سبب افزایش نسبت امپدانس مغناطیسی شده است. در این تحقیق ذرات مغناطیسی مستقیماً بر روی سطح حسگر متصل شده اند.

همچنین در تحقیقات کومار^۸ و همکارانش [۱۸] با بررسی تاثیر ادرار بروی سطح نوار FeCoSiB نشان داده شد که نسبت امپدانس مغناطیسی به مقدار قابل توجهی در اثر تاثیر سلولهای ارزیابی شده کاهش یافته است. تاثیر ملاحظه شده می‌تواند به تغییر ضخامت و ناهمسانگردی مغناطیسی موثر در نوار نسبت داده شود. بنابراین، یک پتانسیل جهت توسعه‌ی حسگر امپدانس مغناطیسی بر مبنای طیف سنجی مگنتو-امپدانس الکترو-شیمیایی در راستای شناسایی مایعات زیست-شیمیایی وجود دارد. پژوهش یوچنکو^۹ و همکارانش [۱۹] گزارش می‌کند که اثر GMI در حسگر $[\text{FeNi}/\text{Cu}]_4/\text{FeNi}/\text{Cu}/[\text{FeNi}/\text{Cu}]_4/\text{FeNi}$ در حضور فرو-سیال حاوی ذرات آهن با قطر $500 \mu\text{m}$ کاهش می‌یابد. در پژوهش امیر آبادی زاده^{۱۰} و همکارانش [۲۰] گزارش شده است که اثر GMI سیم آمورف CoFeSiB در حضور فرو-سیال افزایش یافته است.

از جمله عوامل مهم و تاثیر گذار در طراحی و ساخت حسگرهای زیستی شکل آنها است. در پژوهش چن^{۱۱}

6. Biotin
7. Kurlyandskaya
8. Kumar
9. Yuvchenko
10. Amirabadizadeh
11. Chen

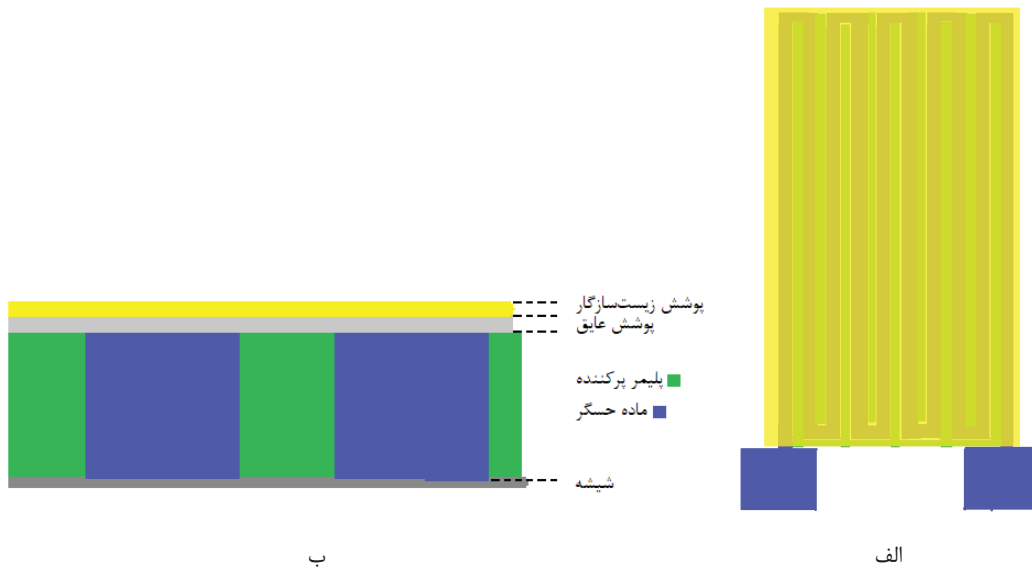
که در این رابطه، $|Z|$ اندازه امپدانس الکتریکی است، به طوری که رابطه $|Z|^2 = X^2 + R^2$ صادق است. منظور از $|Z|_{\text{H}}$ اندازه امپدانس نمونه تحت اعمال میدان استاتیک، H، می‌باشد. H_{max} در واقع میدان مغناطیسی بیشینه‌ای است که ماده‌ی مورد ارزیابی تحت آن از نظر مغناطیسی اشباع می‌شود.

حساسیت زیاد این پدیده به میدان‌های ضعیف مغناطیسی، برخی از مواد نرم مغناطیس را به یکی از کاندیداهای مطرح جهت استفاده در قلب حسگرهای نسل جدید تبدیل کرده است و لذا حسگرهای زیستی امروزه کمک شایانی به شناسایی سلولی در آزمایشگاه‌های پزشکی نموده اند. در پژوهش‌هایی متعدد گزارش شده است که نسبت امپدانس نوارهای آمورف پایه کبالت در محدوده‌ی فرکانسی ۱ تا ۲۰ MHz نسبت به میدان مغناطیسی خارجی حساسیت بالایی دارند [۲-۹]. از میان آلیاژهای پایه کبالت، میزان مغناطوتنگش نوارهای آمورف با سیستم آلیاژی CoFeSiB نزدیک به صفر و با مقادیر منفی است و این سیستم آلیاژی دارای بیشترین نسبت امپدانس مغناطیسی ثبت شده در بین نوارهای مغناطیسی پایه کبالت می‌باشد [۱۰-۱۱]. از این رو این نوارها امیدبخش‌ترین گزینه برای حسگرهای مغناطیسی پیشرفته هستند.

حسگر زیستی-مغناطیسی از مبدل مغناطیسی جهت شناسایی میزان حضور و واکنش سلول‌های هدف با یک ساندویچ زیستی روی سطح پذیرنده استفاده می‌کند. تحقیقات زیادی در دهه‌ی گذشته بر روی حسگرهای زیستی-مغناطیسی بر اساس فرآیندهای شناسایی مولکولی انجام شده است. از جمله‌ی می‌توان به کاربرد نانو-ذرات مغناطیسی [۱۲] و شناسایی ذرات مغناطیسی توسط حسگرهای مغناطیسی اشاره کرد [۱۳].

جهت نشان‌گذاری ماده زیستی از ذرات سوپر پارامغناطیس $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$ و Fe_3O_4 استفاده می‌شود. در این راستا تغییرات مغناطیسی بین حسگر با ذرات اکسید آهن به سیگنال قابل اندازه‌گیری تبدیل می‌شود که بزرگی این سیگنال متناسب با غلظت اکسید آهن و یا سلولهای هدف است. به منظور استفاده زیستی از ذرات مغناطیسی، سطح آنها باید عامل‌دار^۴ شوند. حسگرهای زیستی-مغناطیسی بر پایه‌ی اثر امپدانس مغناطیسی، تغییرات امپدانس ناشی از حضور میدان‌های هرز ایجاد شده به وسیله‌ی دانه‌های مغناطیسی عامل‌دار را بر روی سطح خود تشخیص می‌دهند. در این راستا، ذرات سوپر-پارامغناطیسی به راحتی می‌توانند توسط مواد زیست-شیمیایی مختلفی که قابلیت به دام انداختن پروتئینها، آنزیمها و سلولها را دارند، عامل‌دار شوند. جهت عامل‌دار کردن ذرات مغناطیسی می‌توان از پروتئین استرپتاویدین^۵ که تمایل زیادی به جذب پروتئین‌های

4. Functionalize
5. Streptavidin



شکل ۱. الف) شماتیک حسگر زیستی-مغناطیسی، ب) مشخصات لایه‌های موجود در میکرو-طرح مارپیچی حسگر.

بین بازوها برابر با $30 \mu\text{m}$ در نظر گرفته شد. پس از چسباندن نوارها توسط چسب اپوکسی بر روی سطح شیشه، محلول فوتورزیست با نام تجاری Shipley 1318 به کمک دستگاه spin-coater با سرعت 300 دور بر دقیقه به صورت یکنواخت بر روی سطح نوار پوشش دهی شد. پس از پخت فوتورزیست در دمای 100°C و به مدت زمان 10 min ، طرح مارپیچی بروی نمونه با استفاده از دستگاه لیتوگرافی توسط نور UV به مدت 13 min حک شد. در حین فرآیند لیتوگرافی ماسک بین نمونه و نور UV قرار گرفته است.

برای حذف بخش‌هایی از فوتورزیست که نور UV بر روی آن تابانده شده است، نمونه در محلول $\text{H}_2\text{O} + \text{NaOH}$ قرار گرفت. در نهایت جهت استحکام فوتورزیست، نمونه در دمای 100°C به مدت زمان 15 min پخته شد. سپس نمونه‌ها درون محلول اسیدی با ترکیب $4 \text{ ml}/\text{H}_2\text{O} + 5 \text{ ml}/\text{H}_2\text{O}_2 + 4 \text{ ml}/\text{HCl} + 1 \text{ ml}/\text{HNO}_3$ به مدت زمان $4-6 \text{ min}$ حکاکی شدند تا طرح مارپیچی مورد نظر در آلیاژ آمورف پایه کبالت بر روی شیشه پیاده سازی شود. شکل ۲ نشان‌دهنده شکل نهایی نمونه پس از فرآیند اچ در محلول اسیدی و پیش از فرآیند لایه نشانی می‌باشد.

پس از فرآیند لیتوگرافی و دستیابی به ساختار مارپیچی، فاصله‌ی بین بازوها توسط پلی اورتان پر شده است (جهت افزایش یکنواختی پوشش عایق پسین بر سطح حسگر). در این راستا، ابتدا پلی اورتان رقیق شده با استفاده از دستگاه Spin-coater بر روی حسگر به شکل یکنواخت پوشش دهی شد و پس از خشک شدن لایه مذکور، سطح نمونه با استفاده از کاغذ سمباده 3000 سمباده زده شد تا سطح حسگر مشخص شود. پس از حذف لایه پلی اورتان اضافی از سطح حسگر، لایه

و همکارانش [۲۱] نشان داده شده است که اثر GMI در میکرو-طرح مارپیچی به طور قابل ملاحظه‌ای بزرگ‌تر از اثر GMI در ساختار تک-نوار است. همچنین در پژوهش یانگ^{۱۲} و همکارانش [۲۲] ملاحظه شد که اثر GMI با افزایش تعداد دور میکرو-طرح مارپیچی بزرگ‌تر می‌شود. با اینکه تاثیر مثبت میکرو-طرح مارپیچی در بهبود اثر GMI در تمام بررسی‌ها گزارش شده اما تاثیر ابعاد این ساختار هنوز بین پژوهش‌های مختلف به صورت متناقض گزارش شده است. در این تحقیق قابلیت حسگر چندلایه پایه کبالت با میکرو-طرح مارپیچی به عنوان حسگر مغناطیسی با قابلیت استفاده به عنوان حسگر زیستی مورد بررسی قرار گرفته است.

۲. مواد و روش تحقیق

آلیاژ با ترکیب اسمی $\text{Co}_{68.15}\text{Fe}_{4.3}\text{Si}_{12.5}\text{B}_{15}$ در کوره ذوب القایی تحت خلاء (VAR) تهیه و سپس با استفاده از فرآیند مذاب ریسی (melt-spinning)، نوارهایی با عرض میانگین 5 mm و ضخامت میانگین $24 \mu\text{m}$ ساخته شدند. همچنین جهت بررسی حساسیت حسگر به ذرات سوپر-پارامغناطیس، پودر اکسید آهن با درصد خلوص 99.7% از شرکت Sigma-Aldrich تهیه شده است.

شماتیک میکرو-طرح مارپیچی حسگر چندلایه مورد نظر تهیه شده با استفاده از روش میکرو-الکترو-مکانیکی^{۱۳} (MEMS)، در شکل ۱ نشان داده شده است. طرح مورد نظر با استفاده از یک ماسک بر روی نوارها پیاده شد. در ماسک مذکور 10 عدد بازو با عرض $100 \mu\text{m}$ ، طول 1 cm و فاصله

12. Yang

13. MicroElectro-Mechanical-System



شکل ۲. تصویر نمونه با طرح مارپیچی حاصل از لیتوگرافی و فرآیند اچ.

نمونه مرتعش (VSM) مدل MDK-7400 در میدان مغناطیسی ۱ تسلا و مغناطش با دقت $0.1 \mu\text{emu/g}$ در دمای اتاق اندازه گیری شد.

اثر امپدانس مغناطیسی بزرگ حسگر طراحی شده در جریان ۱۵ mA، میدان ۱۷۰ Oe و بازه‌ی فرکانس ۱-۱۲ MHz مورد بررسی قرار گرفته است. بدین منظور از یک منبع تغذیه DC مدل GW-Instek PSH-3610A جهت تولید میدان مغناطیسی استاتیک در سیم لوله، فانکشن ژنراتور مدل GW-Instek AFG-2112 جهت ایجاد سیگنال ولتاژ متناوب در حسگر و یک اسیلوسکوپ مدل GW-Instek GDS-1052-U برای اندازه‌گیری ولتاژ دو سر حسگر و از نرم‌افزار NI-LabVIEW جهت کنترل سخت افزارها و همچنین ثبت منحنی نسبت امپدانس مغناطیسی استفاده شده است (شکل ۳). همچنین جهت بررسی حساسیت حسگرهای تهیه شده به نانوذرات Fe_3O_4 و بررسی پاسخ امپدانس مغناطیسی در حضور آنها، مقدر 0.1 mg از این نانوذرات بر روی سطح حسگر تثبیت شد و اثر امپدانس مغناطیسی حسگر در حضور آنها نیز مورد ارزیابی قرار گرفت.

۳. نتایج و بحث

خواص نوار آمورف پایه کبالت

عرض نوار تهیه شده برابر ۵ mm و ضخامت نوار پس از ۵ بار متوسط گیری با استفاده از میکروسکوپ نوری برابر $1.5 \pm 0.23 \mu\text{m}$ بدست آمد. همچنین مقاومت الکتریکی ویژه نوار پس از فرآیند مذاب ریزی حدود $167.2 \pm 7.5 \mu\Omega \cdot \text{cm}$ حاصل شد. این مقدار با نتایج پژوهش سایر محققین در ارتباط با نوارهای آمورف پایه کبالت همخوانی دارد [۲۴]. متوسط میکرو-سختی نوار در حالت ریخته‌گری شده حدود ۱۱۹۹/۸ HV برآورد شده است. این مقدار متوسط میکرو-سختی حاصل ۵ اثر سنبه می‌باشد (شکل ۴).

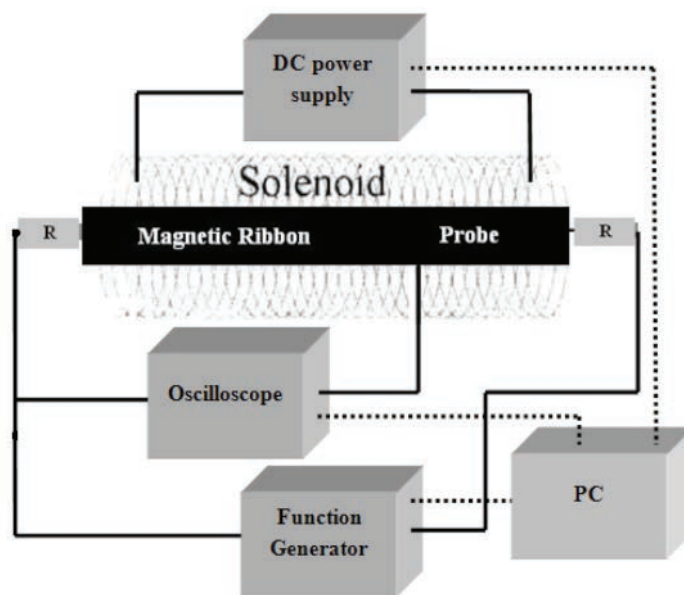
Al_2O_3 به ضخامت ۱۰۰ nm با استفاده از دستگاه کندوپاش مغناطیسی مجهز به فرکانس رادیویی^{۱۴} (مدل DRS&TE400) بر روی سطح ماده‌ی حسگر پوشش داده شده و سپس یک فیلم Cr/Au با ضخامت ۳۰۰ nm به کمک دستگاه کندوپاش مغناطیسی بر روی سطح نمونه‌ها پوشش دهی شد.

ارزیابی فازی و ساختاری نوارهای آمورف و همچنین پودر Fe_3O_4 با استفاده از آزمون پراش پرتو ایکس (XRD) انجام پذیرفت. بدین منظور از دستگاه PANalytical مدل X'Pert PRO MPD در ولتاژ ۴۰ kV با پرتوی ایکس $\text{Cu-K}\alpha$ با طول موج $\lambda_{\text{Cu-K}\alpha} = 1.540562 \text{ \AA}$ استفاده شده است. پدیده پراش در بازه زاویه‌ای ۱۰۰-۲۰ درجه و با نمو 0.4° درجه اندازه گیری شد.

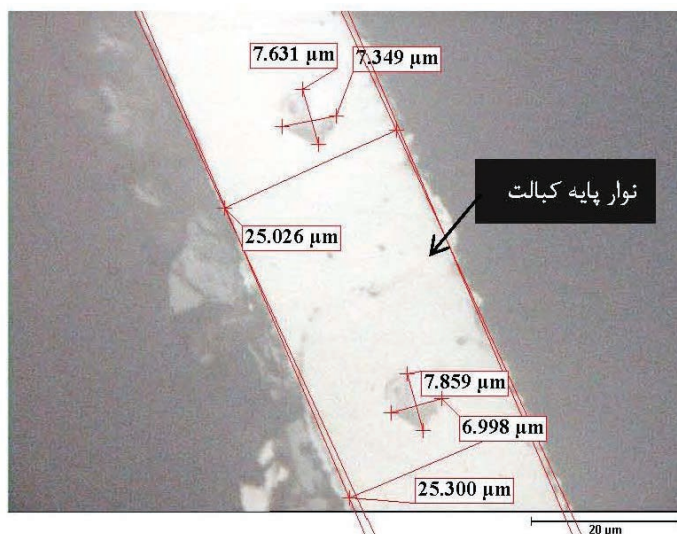
جهت ارزیابی خواص حرارتی نوارها از دستگاه آنالیز حرارتی (DSC) دما بالا مدل Pishtaz Engineering TA-1 استفاده شده است. ابتدا نوارها به قطعات بسیار کوچک بریده شده و سپس با استفاده از الکل و استون شسته و خشک شدند. سپس رفتار حرارتی نمونه‌ها تحت گاز محافظ آرگون و با نرخ گرمایش $20^\circ\text{C}/\text{min}$ در محدوده دمایی $25-800^\circ\text{C}$ مورد بررسی قرار گرفت.

خواص مغناطیسی نوار آمورف پایه کبالت به کمک دستگاه منحنی نگار القاء-میدان مغناطیسی (BH-Hysteresisloop) (tracer) اندازه‌گیری شد. به منظور ارزیابی خواص مغناطیسی نوار آمورف تهیه شده، یک هسته‌ی چنبره‌ای برپایه‌ی استاندارد ASTM-A34 با پیچاندن سیم پیچ اولیه و ثانویه به دور حلقه‌ها تهیه [۲۳] و منحنی هیستریزس مغناطیسی حاصل از آزمون برای استخراج القای بیشینه، القای پسماند و نیروی وادارندگی مغناطیسی مورد بررسی قرار گرفت. همچنین منحنی مغناطش نوار پایه کبالت و پودر سوپر-پارامغناطیس اکسید آهن به کمک آزمون مغناطش سنج

14. RF Magnetron Sputtering



شکل ۳. شماتیک چیدمان سیستم اندازه‌گیری امیدانس مغناطیسی.



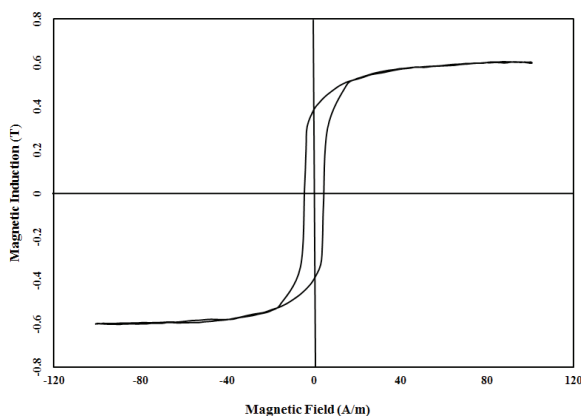
شکل ۴. اندازه‌گیری ضخامت و اثر سنبه میکرو-سختی سنجی بر روی سطح مقطع نوار پایه کبالت.

داده و با افزایش دما و در محدوده دمایی $540-600^{\circ}\text{C}$ یک پیک تبلور در آلیاژ مشاهده می‌شود که حاصل از فرآیند تبلور فاز آمورف بوده که همراه با آزاد شدن گرما می‌باشد. از این واکنش و گستره‌ی مربوط به آن بایستی اجتناب شود، زیرا در آلیاژهای آمورف پایه کبالت خواص مغناطیسی بهینه با دستیابی به ساختار آمورف حاصل می‌شود [۲۶].

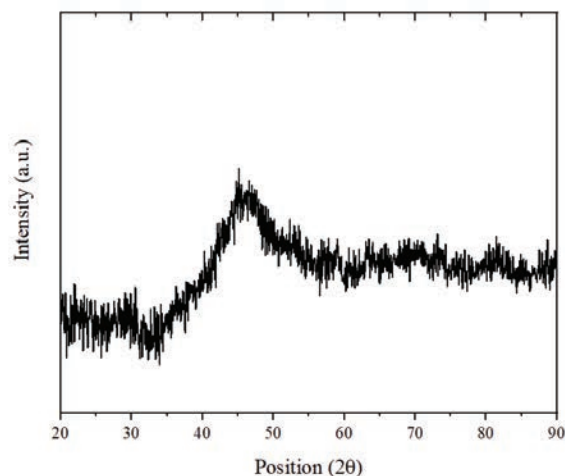
نمودار هیستریزس مغناطیسی نوار آمورف پایه کبالت در حالت نرمالیزه شده که با استفاده از دستگاه VSM تهیه شده در شکل ۷ نشان داده شده است. همانطور که ملاحظه می‌شود، آلیاژ تهیه شده از خواص نرم مغناطیسی بسیار مطلوبی در هر دو جهت میدان و عمود بر جهت میدان مغناطیسی

شکل ۵ نشان‌دهنده‌ی الگوی پراش پرتو ایکس نوارهای تولید شده در حالت انجماد سریع شده می‌باشد. الگوی پراش نوار مورد بررسی در این پژوهش حاکی از تشکیل ساختار آمورف در نمونه است. مقایسه‌ی حضور نانوکریستال‌های کبالت [۲۵]، در الگوی پراش آلیاژ CoFeSiB با الگوی نمونه مورد بررسی نشان می‌دهد که هیچگونه فاز نانو ساختار در حین فرآیند مذاب ریسی (فرآیند انجماد سریع) در نمونه تشکیل نشده است.

شکل ۶ نشان‌دهنده نتایج آنالیز حرارتی تفرقی نوار آمورف پایه کبالت می‌باشد. ملاحظه می‌شود که تا دماهای حدود 500°C فقط فرآیند آسایش ساختاری در نمونه رخ



شکل ۴. منحنی پسماند مغناطیسی نوار پایه کبالت در حالت اشباع در بسامد ۵۰ Hz.



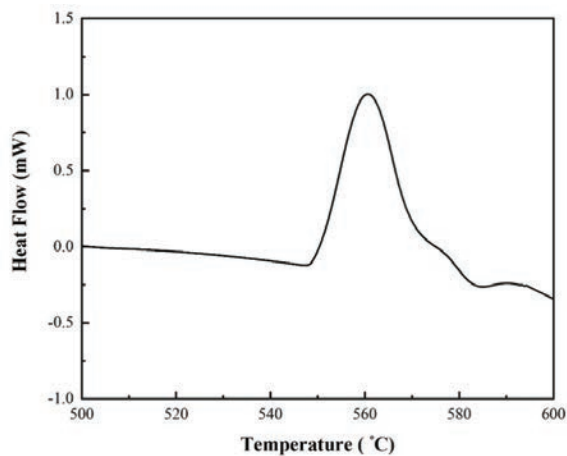
شکل ۵. الگوی پراش پرتو ایکس نوار پایه کبالت در حالت مذاب ریسی شده.

برخوردار است که سبب می‌شود به عنوان یک حسگر میدان مغناطیسی قابلیت مناسبی داشته باشد. اختلاف بین مقادیر حاصل شده در جهات میدان و عمود بر جهت ناشی از ناهمسانگردی ایجاد شده در نوارهای تولید شده است که در حین فرآیند انجماد سریع بوجود آمده است.

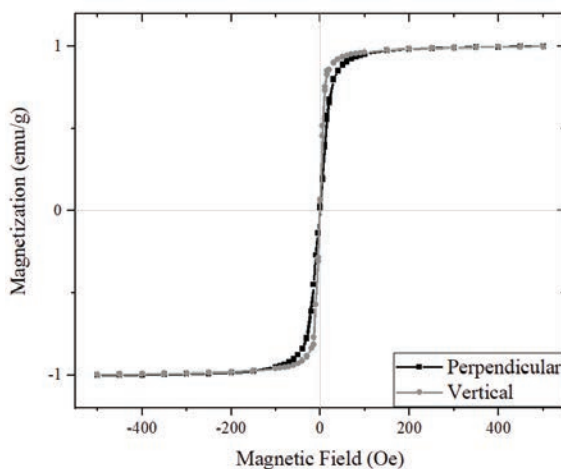
همچنین به منظور ارزیابی دقیقتر خواص مغناطیسی، آزمون سنجش خواص مغناطیسی با دستگاه هیستریزس گراف مغناطیسی در بسامد ۵۰ Hz بر روی نمونه‌ها انجام شد (شکل ۴). بر اساس نتایج بدست آمده، القاء اشباع (B_p)، القاء پسماند (B_r) و نیروی وادارندگی (H_c) نوار به ترتیب برابر 0.60 T، 0.38 T و $3/25$ A/m برآورد شده است. همچنین حداکثر نفوذپذیری مغناطیسی این نوار برابر $140/7$ k بدست آمد که با نتایج گزارش شده توسط دیگر محققین انطباق مناسبی دارد [۲۴]. همانگونه که مشاهده می‌شود، شکل حلقه‌های بدست آمده و مقادیر وادارندگی و نفوذپذیری مغناطیسی از مشخصه‌های بارز آلیاژهای نرم مغناطیس محسوب می‌شود [۲۷].

مشخصات پودر اکسید آهن

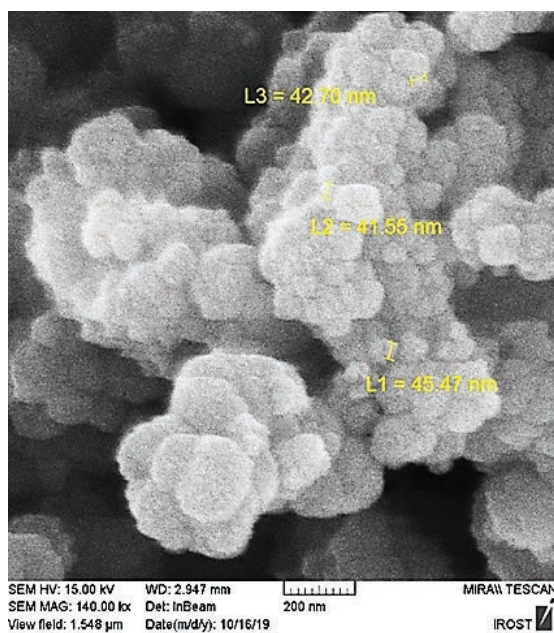
تصویر میکروسکوپی الکترونی روبشی از پودر اکسید آهن مورد استفاده در این پژوهش در شکل ۹-الف نشان داده شده است. متوسط قطر ۱۰ ذره برابر با ۴۳ nm و با انحراف معیار ۱۰ nm بدست آمده است. آنالیز EDS بر روی پودر اکسید آهن نشان دهنده‌ی حضور ۲۹/۸۵ درصد وزنی اکسیژن و ۷۰/۱۵ درصد وزنی آهن در ذرات پودر می‌باشد که بیانگر حضور اتمهای آهن به عنوان عنصر اصلی این نانوذرات است (شکل ۹-ب). همانطور که ملاحظه می‌شود نانوذرات تقریباً دارای شکل کروی هستند. در این پژوهش جهت ارزیابی پاسخ امپدانس مغناطیسی حسگرهای ساخته شده از ۰/۱ mg پودر اکسید آهن استفاده شده است.



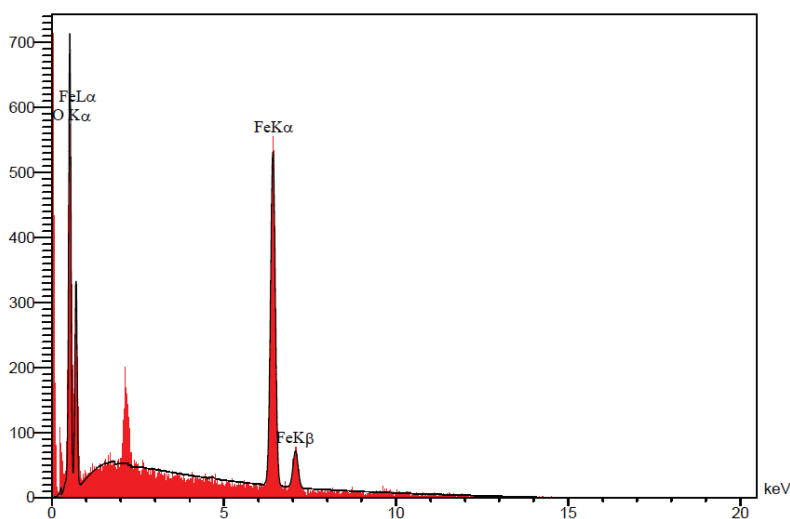
شکل ۶. منحنی جریان حرارتی بر حسب دما در نوار آمورف پایه کبالت.



شکل ۷. نتایج آزمون مغناطش سنج نمونه مرتعش منحنی نرمالیزه شده در نوار پایه کبالت در حالت مذاب ریسی شده در جهت میدان و عمود بر جهت میدان.



الف



Elt	Line	Int	Error	K	Kr	W%	A%	ZAF	Formula	Ox%	Cat#
O	Ka	167.5	26.5967	0.2505	0.2163	29.85	59.76	0.7245		0.00	0.00
Fe	Ka	288.4	0.5353	0.7495	0.6472	70.15	40.24	0.9225		0.00	0.00
				1.0000	0.8634	100.00	100.00			0.00	0.00

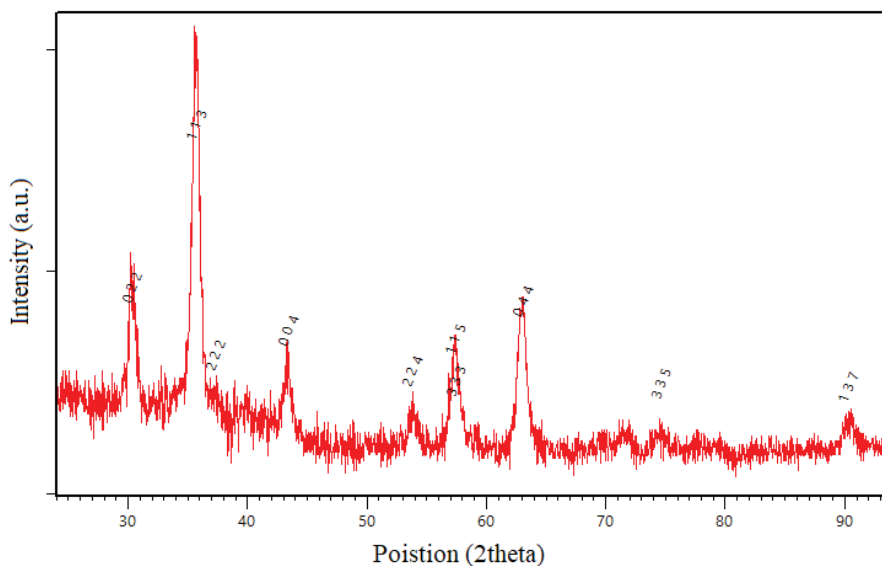
ب

شکل ۹. تصویر میکروسکوپ الکترونی روبشی به همراه آنالیز ترکیب شیمیایی نانوذرات اکسید آهن. الف) ذرات اکسید آهن ب) آنالیز EDS به همراه جدول آنالیز کمی نانوذرات.

است، لذا تا حدی پهن شدگی در پیکهای حاصله مشاهده می‌شود. همچنین در این شکل اندیس صفحات مربوط به هر پیک از فاز Fe_3O_4 نشان داده شده است. همچنین در شکل ۱۱ منحنی مغناطش-میدان مغناطیسی نانوذرات نشان داده شده که با استفاده از آزمون

الگوی پراش پرتو ایکس نانوذرات Fe_3O_4 در شکل ۱۰ نشان داده شده است. آنالیز فاز نشان دهنده حضور ۹۹٪ فاز مگنتیت^{۱۵} با ترکیب شیمیایی Fe_3O_4 می‌باشد (شماره کارت (JCPDS 19-0629). با توجه به اینکه ابعاد ذرات بسیار کوچک

15. Magnetite



شکل ۱۰. الگوی پراش پرتو ایکس نانو ذرات اکسید آهن مورد استفاده در این پژوهش.

مغناطیسی خارجی و در تمامی فرکانسها ملاحظه می شود که نسبت امپدانس مغناطیسی کاهش یافته است. حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی در حسگر در فرکانس ۹ MHz، میدان خارجی ۱-۱/۵ Oe و برابر با ۶۷٪ حاصل شده و پس از آن مجددا کاهش یافته است (شکل ۱۴). این رفتار می تواند در مواد مغناطیسی نرم با تئوری کلاسیک عمق نفوذ پوسته بر اساس معادلات ۳ و ۴ توضیح داده شود [۱]. با توجه به معادلات زیر اینچنین استنباط می شود که جهت افزایش امپدانس مغناطیسی نوارها بایستی عمق پوسته کاهش یابد و لذا بایستی ماده نرم مغناطیسی به نحوی انتخاب و طراحی شود که دارای نفوذپذیری بالا، δ_m و R_{dc} کمی باشند.

رابطه (۳)

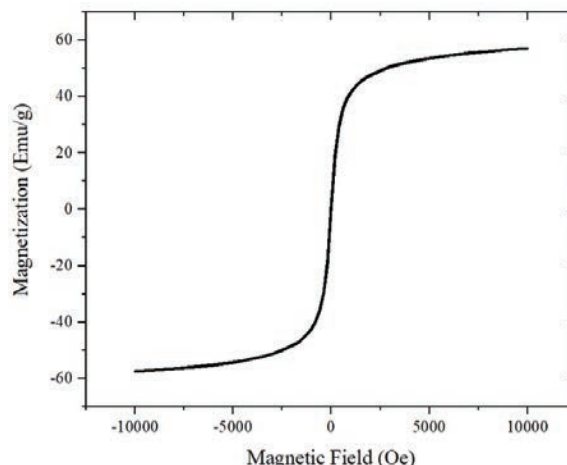
$$Z=(1-i)L(2/c)-(2\pi\rho\omega\mu)^{1/2}$$

رابطه (۴)

$$\delta=c\nu\rho/2\pi\omega\mu$$

در این روابط l عرض نوار، L طول نوار، c سرعت نور، ρ مقاومت الکتریکی، μ نفوذپذیری عرضی، δ عمق نفوذ پوسته ای و $\omega (=2\pi f)$ فرکانس زاویه ای است. با توجه به معادلات (۳) و (۴) می توان ملاحظه نمود که امپدانس مغناطیسی یک رسانای الکتریکی به δ ، فرکانس جریان متناوب عبوری از حسگر، مقاومت الکتریکی ماده و μ وابسته است.

افزایش نسبت امپدانس مغناطیسی با افزایش فرکانس را می توان به حرکت دیوار سامانه های مغناطیسی در دامنه ی فرکانسی ۰/۱ تا ۹ MHz نسبت داد. همچنین کاهش نسبت امپدانس مغناطیسی با افزایش فرکانس را می توان به چرخش

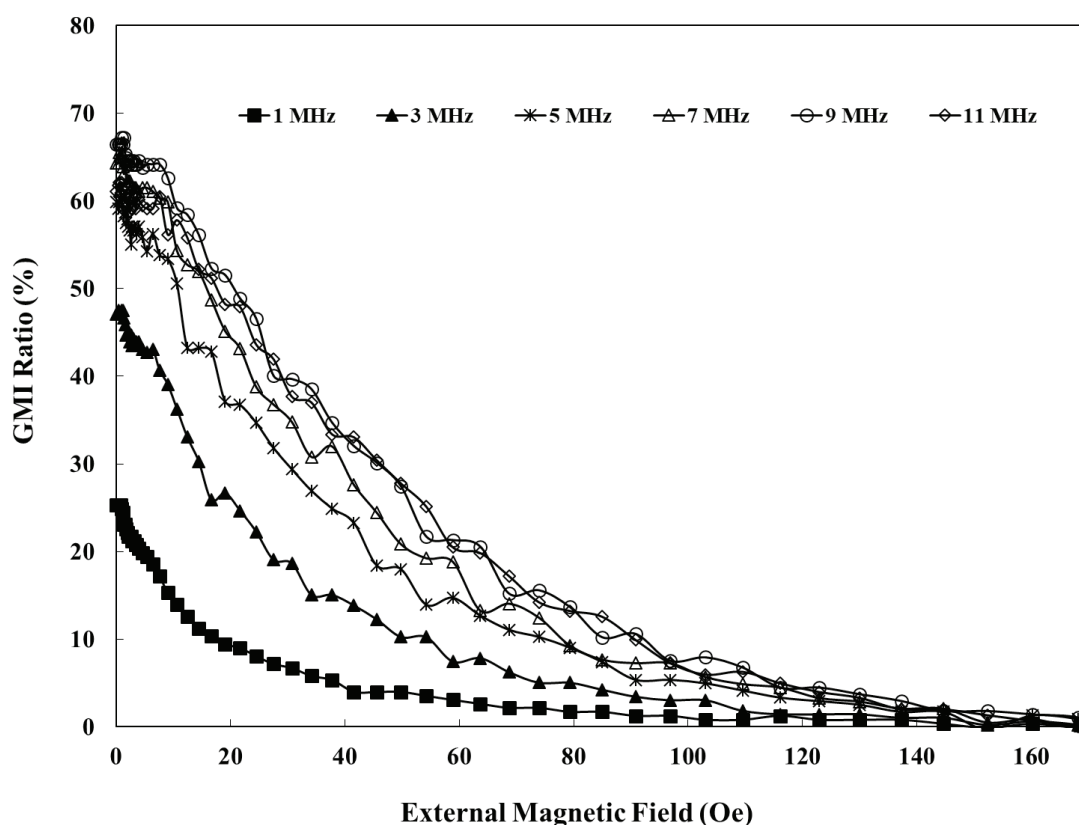


شکل ۱۱. منحنی مغناطش-میدان مغناطیسی نانو ذرات اکسید آهن.

VSM بدست آمده است. مغناطش اشباع نانوذرات برابر با ۵۷/۱ emu/g می باشد که این نتیجه با نتایج گزارش شده توسط دیگر محققین مطابقت دارد [۲۸].

ارزیابی اثر امپدانس مغناطیسی حسگر تهیه شده

پاسخ امپدانس مغناطیسی حسگرهای مغناطیسی به عوامل مختلفی از جمله میدان مغناطیسی اعمالی و فرکانس جریان عبوری AC از نمونه وابسته است. تاثیر عوامل مذکور بر نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر چندلایه $\text{SiO}_2/\text{CoFeSiB}/\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Cr}/\text{Au}$ ابتدا در نمونه های فاقد نانوذرات سوپر پارامغناطیس اکسید آهن در فرکانسهای ۱-۱۱ MHz و میدان مغناطیسی ۰-۱۷۰ Oe ارزیابی شده است (شکل ۱۲). با افزایش میدان

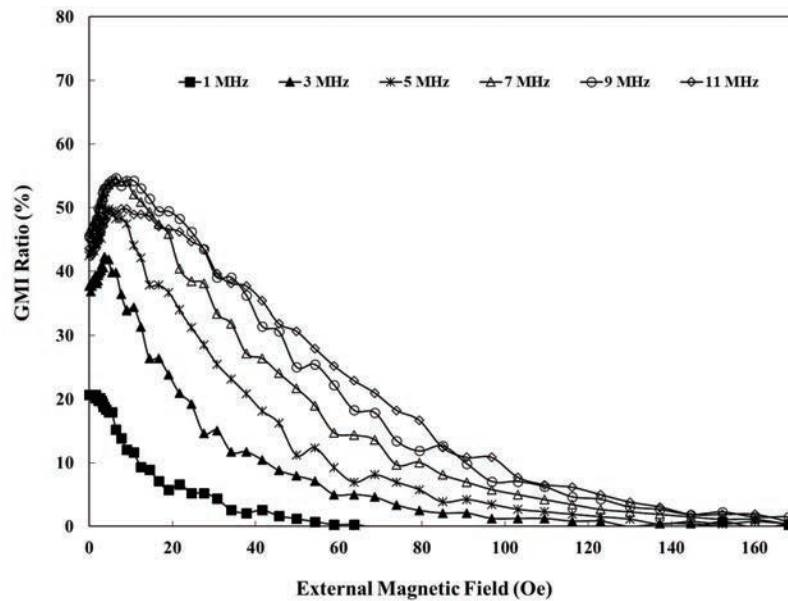


شکل ۱۲. نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر چند لایه $\text{SiO}_2/\text{CoFeSiB}/\text{Al}_2\text{O}_3/\text{Cr}/\text{Au}$ بدون حضور نانوذرات سوپر-پارامغناطیسی اکسید آهن.

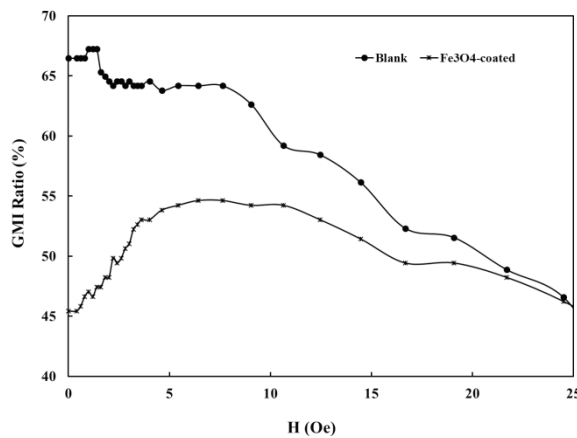
عرضی می‌باشد همراستا شده اند. گرچه اساس این میدان ناهمسانگردی عرضی بخوبی شناخته نشده است، اما فرض بر این است که ناشی از واکنشهای غیر الاستیک بین حوزه‌های مغناطیسی در فاز آمورف می‌باشد [۲۴].

شکل ۱۳ نشان دهنده نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر، حاوی 0.1 mg نانوذرات اکسید آهن در فرکانسهای $1-12 \text{ MHz}$ و میدان $0-170 \text{ Oe}$ می‌باشد. حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی در این نمونه در فرکانس 9 MHz و میدان 6 Oe و برابر با $54/6\%$ حاصل شده است. ملاحظه می‌شود که اختلاف قابل توجهی در پاسخ امپدانس مغناطیسی حسگر در حالت فاقد نانوذرات مغناطیسی (67%) در فرکانس مذکور ایجاد شده است (شکل ۱۴). از طرفی همانطور که ملاحظه می‌شود در حضور این نانوذرات، یک ناهمسانگردی در رفتار امپدانس مغناطیسی حسگر ایجاد شده است. این رفتار در شکل ۱۴-ب که در میدان مغناطیسی در بازه $0-25 \text{ Oe}$ رسم شده، بخوبی قابل مشاهده است. بایستی توجه نمود که حداکثر حساسیت حسگر به میدان مغناطیسی بطور معمول در نزدیکی حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی در هر فرکانس حاصل می‌شود. با اعمال میدان مغناطیسی خارجی، نانوذرات مغناطیسی در سطح حسگر یک میدان دوقطبی ایجاد می‌کنند. این میدان دوقطبی بر میزان امپدانس مغناطیسی حسگر تاثیر گذاشته و سبب تغییر آن نسبت به نمونه فاقد این نانوذرات می‌شود. پاسخ

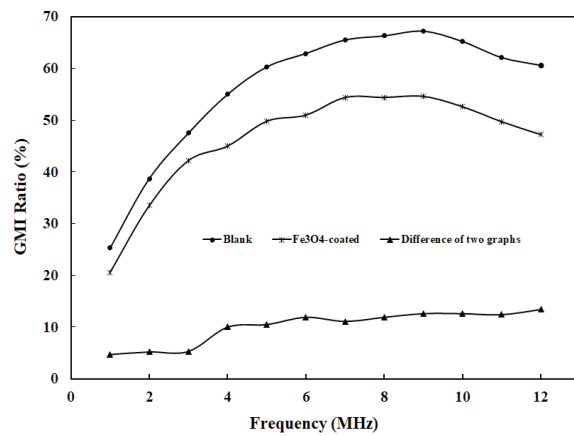
اسپینی در گستره‌ی فرکانسی بالاتر از 9 MHz نسبت داد [۱]. بایستی توجه کرد که امپدانس مغناطیسی به ساختار حوزه‌های مغناطیسی وابسته است. اندرکنش میدانهای مغناطیسی DC و میدان مغناطیسی حاصل از عبور جریان AC سبب حرکت دیواره حوزه‌های مغناطیسی شده و در نتیجه نفوذ پذیری مغناطیسی عرضی تغییر می‌یابد. هنگام رسیدن به میدان مغناطیسی DC اشباع، میدان مغناطیسی DC میزان مغناطش را تعیین می‌کند و میدان مغناطیسی AC تاثیر کمی بر چرخش بردارهای مغناطیسی در ماده دارد. از طرفی در میدانهای مغناطیسی DC کم، فرآیند مغناطش در نمونه متأثر از میدان مغناطیسی AC بوده و در اثر افزایش کمی در میدان مغناطیسی DC، چرخش بردارهای مغناطیسی افزایش و در نتیجه نفوذ پذیری مغناطیسی عرضی زیاد شده و در نتیجه امپدانس مغناطیسی افزایش می‌یابد. با افزایش میدان تا میدان ناهمسانگردی، تاثیر پذیری فرآیند چرخش حوزه‌ها از میدان مغناطیسی AC از بین می‌رود و لذا میزان نفوذ پذیری عرضی به حداکثر مقدار خود رسیده و در نمودار یک قله مشاهده می‌شود. حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی در بسامد 9 MHz و در میدان $1/5 \text{ Oe}$ حاصل شده است. وابسته به چرخش حوزه‌ها در این میدان می‌باشد که در آن فرآیند مغناطش در سامانه‌های مغناطیسی به صورت طولی توسط میدان اعمالی که بیش از میدان ناهمسانگردی



شکل ۱۳. نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر در حضور نانو-ذرات اکسید آهن.



(ب)



(الف)

شکل ۱۴. الف) حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی بزرگ در بسامدهای مختلف برای حسگر پایه کبالت در عدم حضور و حضور ذرات سوپر-پارامغناطیس و اختلاف بین این دو نمودار ب) نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر بدون نانو ذرات و در حسگر حاوی نانو ذرات در فرکانس ۹ MHz و میدان ۲۵-۰.

بالای نانوذرات اشاره نمود که علاوه بر پدیده کلوخه‌ای شدن، سبب می‌شوند تا میدانهای هرز ایجاد شده توسط این نانو ذرات در حضور میدان مغناطیسی خارجی اثر یکدیگر را خنثی نمایند و اثر امپدانس مغناطیسی کل کاهش یابد.

در شکل ۱۴-الف ملاحظه می‌شود که حساسیت حسگر در فرکانسهای بالاتر از ۶ MHz افزایش یافته است. این امر به دلیل افزایش حساسیت حسگر به میدان خارجی اعمالی در فرکانسهای متوسط است. در این محدوده فرکانسی تغییر و جابجایی دیواره حوزه‌های مغناطیسی و چرخش اسپینی بطور توأمان بر روی نفوذ پذیری عرضی تاثیر گذاشته و سبب افزایش حساسیت حسگر می‌شوند [۱]. همچنین ملاحظه می‌شود که حسگر در بازه‌ی میدان مغناطیسی

امپدانس مغناطیسی نانوذرات با افزایش میدان مغناطیسی خارجی اعمالی (میدانهای بیش از ۲۰ Oe) کمتر شده است. این امر به دلیل از بین رفتن میدانهای مغناطیسی هرز با افزایش میدان مغناطیسی خارجی استاتیک می‌باشد [۲۹]. از طرفی افزایش نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر با افزایش میدان تا محدوده ۵-۱۰ Oe به علت تاثیر پذیری نانوذرات مغناطیسی از میدان اعمالی خارجی می‌باشد که نسبت به نمونه‌های فاقد نانوذرات در میدانهای بالاتری قابل مشاهده است.

کاهش نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر در حضور نانو ذرات مغناطیسی نسبت به نمونه عاری از این نانو ذرات به عوامل مختلفی وابسته است که از جمله می‌توان به مقدار

References

- [1] M.-H. Phan, & H.-X. Peng, "Giant magnetoimpedance materials: Fundamentals and applications", *Progress in Materials Science*, 53(2), 323-420, 2008.
- [2] M. Fuentes, C. Mateo, A. Rodriguez, M. Casqueiro, J.C. Tercero, H.H. Riese, R. Fernández-Lafuente, & J.M. Guisán, "Detecting minimal traces of DNA using DNA covalently attached to superparamagnetic nanoparticles and direct PCR-ELISA", *Biosens. Bioelectron.*, 21, 8, p.1574-1580, 2006.
- [3] S. Jahanbani, A.J. Benvidi, "Comparison of two fabricated aptasensors based on modified carbon paste/oleic acid and magnetic bar carbon paste/Fe₃O₄@oleic acid nanoparticle electrodes for tetracycline detection", *Biosens. Bioelectron.*, 85, p. 553-562, 2016.
- [4] Z. Xiong, L. Zhao, F. Wang, J. Zhu, H. Qin, R.A. Wu, W. Zhang, W., & Zou, "Synthesis of branched PEG brushes hybrid hydrophilic magnetic nanoparticles for the selective enrichment of N-linked glycopeptides", *H. J. C. C.* 48, 65, p. 8138-8140, 2012.
- [5] B.K. Paul, K. Bhattacharjee, S. Bose, & N. Guchhait, "A spectroscopic investigation on the interaction of a magnetic ferrofluid with a model plasma protein: effect on the conformation and activity of the protein", *Physical Chemistry Chemical Physics*, 14, 44, p. 15482-15493, 2012.
- [6] L. Wang, J. Lin, "Recent advances on magnetic nanobead based biosensors: From separation to detection", *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 128, 115915, 2020.
- [7] C. Pflipsen, D. Forge, S. Benali & Y. Gossuin "Improved stability and relaxivity of a commercial magnetic ferrofluid", *The Journal of Physical Chemistry C*, 117, 40, p. 20919-20926, 2013.
- [8] V. Nabaei, R. Chandrawati, H. Heidari, "Magnetic biosensors: Modeling and simulation", *Biosensors and Bioelectronics*, 103, p. 69-86, 2018.
- [9] R. Uddin, R. Burger, M. Donolato, J. Fock, M. Creagh, M.F. Hansen, & A. Boisen, "Lab-on-a-disc agglutination assay for protein detection by optomagnetic readout and optical imaging using nano- and micro-sized magnetic beads", *Biosens. Bioelectron.*, 85, p. 351-357, 2016.
- [10] K.S. Byon, S.-C. Yu & C.G. Kim, "Permeability and giant magnetoimpedance in Co₆₉Fe_{4.5}X_{1.5}Si₁₀B₁₅ (X= Cr, Mn, Ni) amorphous ribbons", *Journal of applied physics*, 89(11), 7218-7220, 2001.
- [11] Goncalves, L., Soares, J., Machado, F., & De Azevedo, W., "GMI effect in the low magnetostrictive Co₇₀Fe₅Si₁₅B₁₀ alloys", *Physica B: Condensed Matter*, 384(1-2), 152-154, 2006.
- [12] Pankhurst, Q., Thanh, N., Jones, S., & Dobson, J., "Progress in applications of magnetic nanoparticles in biomedicine", *Journal of Physics D: Applied Physics*, 42(22), 224001, 2009.
- [13] Megens, M., & Prins, M., "Magnetic biochips: a new option for sensitive diagnostics", *Journal of Magnetism Magnetic Materials*, 293(1), 702-708, 2005.
- [14] G. Kurlyandskaya, M. Sanchez, B. Hernando, V. Prida, P. Goria, & M. Tejedor, "Giant-magnetoimpedance-based sensitive element as a model for biosensors", *Applied Physics Letters*, 82, 18, p. 3053-3055, 2003.
- [15] G.V. Kurlyandskaya, V. Levit, "Magnetic Dynabeads® detection by sensitive element based on giant magnetoimpedance", *Biosens. Bioelectron.*, 20, 8, p. 1611-1616, 2005.

Oe ۱۱-۵ رفتاری تقریباً خطی از خود نشان می‌دهد که بیانگر دقت نسبتاً بالایی حسگر ساخته شده در تشخیص نانوذرات مغناطیسی می‌باشد (شکل ۱۴-الف).

با توجه به شکل ۱۴-الف همچنین ملاحظه می‌شود که اثر امپدانس مغناطیسی حسگر با افزایش بیشتر فرکانس (بیش از ۹ MHz) کاهش یافته است که این امر می‌تواند به دلیل کاهش حرکت دیواره سامانه‌های مغناطیسی بوده و فقط چرخش اسپینی سبب تغییر نفوذپذیری موثر می‌شود. در این شرایط نسبت امپدانس مغناطیسی کاهش یافته و بنابراین حساسیت حسگر نیز کاهش می‌یابد. در فرکانسهای کمتر از ۱ MHz نیز اثر پوسته بسیار کم بوده و لذا حسگر حساسیت قابل توجهی ندارد.

۴. نتیجه‌گیری

در تحقیق حاضر یک حسگر بر مبنای اثر امپدانس مغناطیسی از آلیاژ آمورف پایه کبالت طراحی و ساخته شده است. جهت ارزیابی پاسخ امپدانس مغناطیسی حسگر از ۰/۱ mg نانوذرات اکسید آهن استفاده شده است. میدان مغناطیسی در بازه Oe ۱۷۰-۰ و در فرکانسهای MHz ۱۲-۱ و در جریان الکتریکی ۱۵ mA در نظر گرفته شد. نتایج حاصل از ارزیابیهای انجام شده عبارتند از:

۱. الگوی پراش پرتو ایکس نوار پایه کبالت مورد استفاده در این پژوهش نشان از عدم تشکیل فازهای بلوری در ریزساختار حین فرآیند تولید نمونه است.
۲. میزان القای بیشینه، نیروی وادارندگی و نفوذپذیری نوار آمورف پایه کبالت در فرکانس ۵۰ Hz به ترتیب برابر با T ۰/۶، A/m ۳/۲ و k ۱۴۰/۷ حاصل شد.
۳. نتایج حاصل از آزمون امپدانس مغناطیسی بزرگ در حسگر نشان می‌دهد که حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی بدون نانوذرات اکسید آهن در فرکانس ۹ MHz، میدان خارجی Oe ۱/۵-۱ و برابر با ۶۷٪ حاصل شده است.
۴. در حضور ۰/۱ mg نانوذرات اکسید آهن، حداکثر نسبت امپدانس مغناطیسی حسگر در فرکانس ۹ MHz، میدان خارجی Oe ۶ برابر با ۵۴٪ حاصل شده است که نسبت به حالت بدون نانوذرات اکسید آهن ۱۳٪ کاهش یافته است.
۵. اختلاف یکنواخت بین امپدانس مغناطیسی حسگر در غیاب و حضور نانوذرات Fe₃O₄ که در فرکانسهای بیش از ۶ MHz مشاهده می‌شود، بیانگر قابلیت مناسب حسگر مذکور در آشکارسازی نانوذرات اکسید آهن و در نتیجه استفاده به عنوان یک حسگر زیستی مغناطیسی می‌باشد.

تشکر و قدردانی

از آقایان مهندس علی اکبر متحدی و سیامک عظیمی نام به جهت حمایت از طرح پژوهشی مذکور قدردانی می‌شود.

- [16] H. Chiriac, M. Tibu, A.E. Moga, D. Herea, "Magnetic GMI sensor for detection of biomolecules", *J. Magn. Magn. Mater.*, 293, 1, p.671-676, 2005.
- [17] F. Blanc-Beguín, S. Nabilly, J. Gieraltowski, A. Turzo, S. Querelellou, P. Salaun, "Cytotoxicity and GMI bio-sensor detection of maghemite nanoparticles internalized into cells", *J. Magn. Magn. Mater.*, 321, 3, p. 192-197, 2009.
- [18] A. Kumar, S. Mohapatra, V. Fal-Miyar, A. Cerdeira, J. Garcia, H. Srikanth, J. Gass, J., & G.V. Kurlyandskaya, "Magnetoimpedance biosensor for Fe₃O₄ nanoparticle intracellular uptake evaluation", *Appl. Phys. Lett.*, 91, 14, p. 143902, 20, 2007.
- [19] A. Yuvchenko, V. Lepalovskii, V. Vas'kovskii, A. Safronov, S. Volchkov, & G. Kurlyandskaya, "Magnetic impedance of structured film meanders in the presence of magnetic micro- and nanoparticles", *Technical Physics*, 59, 2, p.230-236, 2014.
- [20] Amirabadizadeh, A., Lotfollahi, Z., & Zelati, A, "Giant magnetoimpedance effect of Co₆₈. 15Fe₄.35Si₁₂.5B₁₅ amorphous wire in the presence of magnetite ferrofluid", *Journal of Magnetism Magnetic Materials*, 415, 102-105, 2016.
- [21] L. Chen, Y. Zhou, C. Lei, Z-M. Zhou & W. Ding, "Effect of meander structure and line width on GMI effect in micro-patterned Co-based ribbon", *Journal of Physics D: Applied Physics*, 42, 14, p. 145005, 2009.
- [22] Z. Yang, C. Lei, Y. Zhou, Y. Liu & X-C. Sun, "A GMI bio-chip platform based on Co-based amorphous ribbon for the detection of magnetic Dynabeads", *Analytical Method*, 7, 16, p. 6883-6889, 2015.
- [23] A753-08, Standard Specification for Wrought Nickel-Iron Soft Magnetic Alloys (UNS K94490, K94840, N14076, N14080), ASTM International, West Conshohocken, PA, 2013.
- [24] L. Fernandez-Barquin, J. Rodríguez-Fernández & J. Gómez-Sal, "Magnetic contribution to the electrical resistivity in some Co based amorphous ribbons", *Journal of Magnetism Magnetic Materials*, 83(1-3), 357-359, 1990.
- [25] H. Sepehri Amin, R. Gholamipour, F. Shahri, A. Mohammadi, "Effect of Al substitution for B on magnetic and structural properties of Co-based melt-spun ribbons", *J. Magn. Magn. Mater.*, 320, P. 2259- 2261, 2008.
- [26] W. Lu, Y. Xu, J. Shi, Y. Song & X. Li, "Soft magnetic properties and giant magnetoimpedance effect in thermally annealed amorphous Co₆₈Fe₄Cr₃Si₁₅B₁₀ alloy ribbons", *Journal of Alloys and Compounds*, 638, 233-238.
- [27] F. Alves, R. Lebourgeois & T. Waeckerle, "Soft magnetic materials for electrical engineering: State of the art and recent advances", *European Transactions on Electrical Power*, 15(6), 467-479, 2005.
- [28] Z. Sarkar, Z., & F. Sarkar, "Synthesis and magnetic properties investigations of Fe₃O₄ nanoparticles", *International Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 7, p. 197-200, 2011.
- [29] J. Choi, A.W. Gani, D.J. Bechstein, J.R. Lee, J.P. Utz, S.X. Wang, " Portable, one-step, and rapid GMR biosensor platform with smartphone interface", *Biosens. Bioelectron.*, 85, p. 1-7, 2016.