

Design and Numerical Simulation of a Magnetophoretic System with a Rotating-Field for Manipulation and Separation of Magnetic Microparticles

Atabak Mohammadi Moazed¹, Roozbeh Abedini-Nassab^{1*}

¹ Faculty of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT

In this study, a novel system based on magnetophoretic chips for the manipulation and controlled size-based separation of magnetic microparticles within a microfluidic environment has been designed and simulated. The system consists of magnetic nanofilms patterned in the form of interconnected disks in a rotating magnetic field generated by permanent magnets. The magnetic field generator setup, using a stepper motor and an Arduino controller, allows adjustable magnetic rotation frequencies. Three-dimensional modeling was carried out using SolidWorks, and the distribution of the magnetic energy on the chip was simulated using COMSOL Multiphysics. Additionally, particle trajectories and magnetic forces were analyzed through custom-developed MATLAB codes. To validate the simulations, the results were compared with experimental data from previous studies. The particle trajectories showed good agreement, with an average radial error of 2.61%, confirming the high accuracy of the simulations. Using this validated model, the particle separation performance of the system was evaluated. The results indicate that by selecting spacings of 2 to 7 micrometers within the magnetic tracks, under magnetic field strengths of 50 and 100 Oersted and by adjusting the frequency, micrometric particles with different sizes could be separated. By overcoming the challenges associated with coil circuits and undesired heating in previous methods, this study provides a reliable, simple, and efficient solution with biological and medical applications.

KEYWORDS

Lab-on-a-chip, single-cell analysis, particle separation, magnetic particle manipulation, magnetophoretic circuits

* Corresponding Author: Email: abedini@modares.ac.ir

1. Introduction

Manipulation and separation of micrometer-scale particles in microfluidic environments are essential for lab-on-a-chip systems, with applications in single-cell analysis, cancer research, and drug screening [1]. Traditional methods require large sample volumes and yield population-averaged data, making them inadequate for studying rare cell populations critical in diseases like cancer and HIV [2]. Single-cell analysis addresses these limitations by requiring minimal samples and enabling improved detection of rare-cell [3].

Existing particle manipulation techniques are classified as passive (hydrodynamic forces) or active (external fields) [4]. However, each has significant drawbacks: hydrodynamic methods induce shear stress [5], optical approaches suffer from low throughput and potential cell damage [6], acoustic techniques are limited at the single-cell scale [7], and electrical methods require complex electrode arrays [8].

Magnetophoretic circuits, which synchronize magnetic particle movement with external fields via nanometer-thick magnetic films, offer promising alternatives [9]. However, previous systems [10] have failed to maintain control over separated particles, which is a critical limitation for single-cell applications.

This research presents a novel spaced magnetic track approach using interconnected magnetic discs in a microfluidic environment with a rotating magnetic field system (Figure 1-a). Particle separation depends on size, magnetic content, spacing dimensions, field strength, and rotation frequency (Figure 1-b). Key innovations include: (1) a spaced track design enabling separation while maintaining continuous particle control, and (2) a simple permanent-magnet rotating field system that offers more effective control, lower cost, and simpler implementation than previous methods.

2. Methodology

This section describes the experimental setup and the numerical framework used to generate the rotating magnetic field and analyze particle motion.

2.1. Rotating Magnetic Field System

A compact rotating magnetic field system was designed and fabricated using a stepper motor, an Arduino-based controller, and a disk housing permanent neodymium magnets. By rotating the magnet disk at adjustable frequencies, a controllable rotating magnetic field was generated. The microfluidic chip was fixed at the center of the disk, enabling direct observation of particle motion under an optical microscope. The holder was designed to ensure mechanical stability and minimize vibration during operation. A schematic of the system and the magnetic pathway with the spacing are shown in Figure 1.

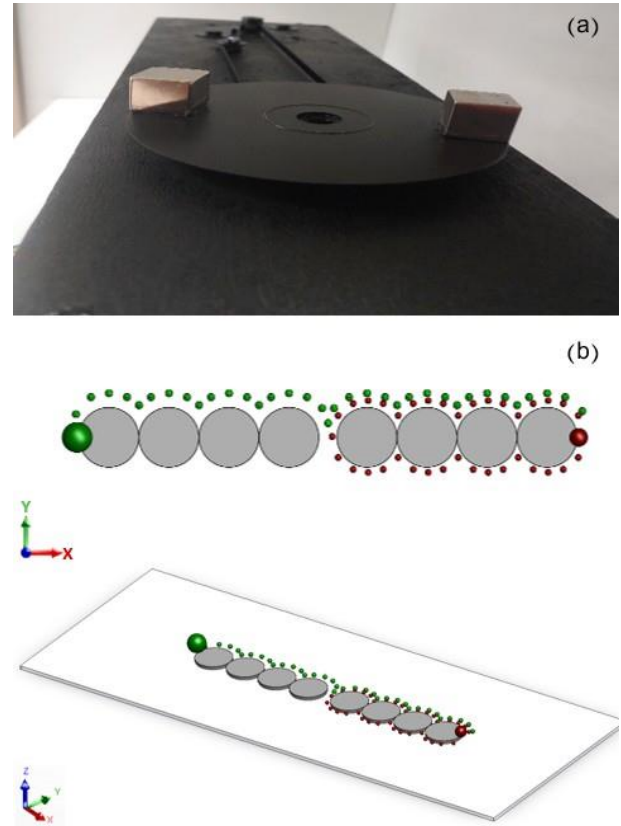


Fig. 1. (a) The designed and fabricated system used to generate a rotating magnetic field. (b) Schematic of the circular magnetic nanofilm arrangement with a spacing within the pathway and the trajectory of microparticles.

2.2. Modeling and Simulation

Magnetic disks on the chip in an external rotating magnetic field create energy wells that guide particles along the pathway. Particle motion was modeled by considering magnetic potential energy, magnetic force, and Stokes drag, assuming overdamped dynamics.

Two simulation approaches were used: (1) A 3D model in SolidWorks and analyzed using the finite element method in COMSOL Multiphysics to calculate magnetic field and energy distribution, with mesh independence analysis and time-dependent simulations; and (2) a MATLAB code developed to predict particle trajectories. The model was validated against experimental data with ~2.6% average error.

3. Discussion and Results

The chip separates magnetic particles by size using circular magnetic nanofilms exposed to an external rotating magnetic field. The rotating field generates moving energy wells that guide particles in a stepwise manner.

Figure 2 illustrates the simulated behavior near the spacing: smaller particles fail to cross and consequently return along the pathway, while larger particles migrate across. This size-dependent behavior arises because energy wells overlap across the spacing only for larger

particles, enabling size-based separation without the need for mechanical filters.

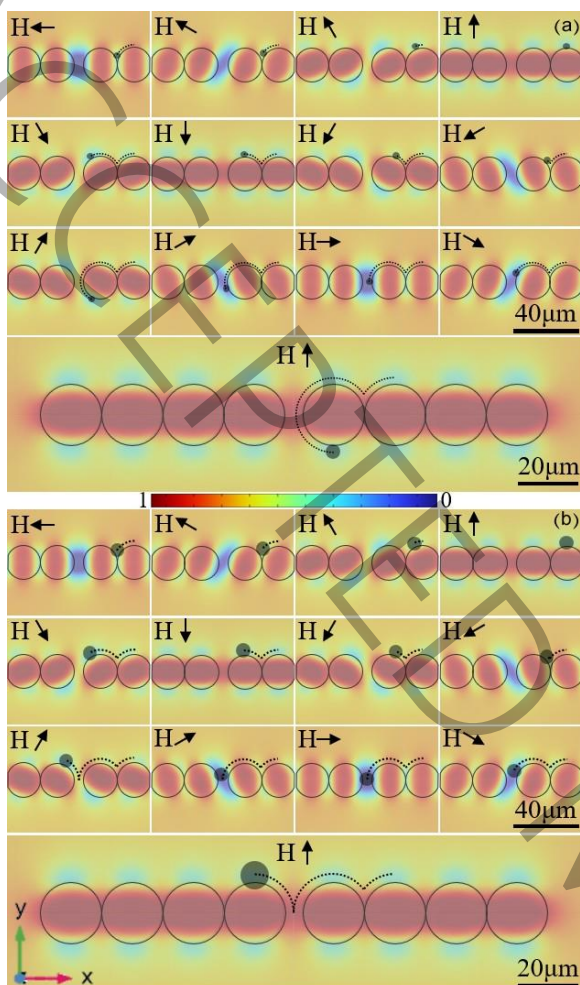


Fig. 2. Simulated trajectories of magnetic microparticles and the corresponding energy distribution on the chip. (a) Non-migrating particle (confined to the original pathway). (b) Migrating particle (crossing the spacing). The arrows indicate the direction of the external magnetic field. The energy values are normalized.

MATLAB simulations confirmed the system's ability to guide particles with radii ranging from 1.4 to 5 μm under a rotating magnetic field. Particle trajectory is governed by the field rotation frequency: at low frequencies, particles remain near disk edges and cannot cross the spacing, whereas at higher frequencies, larger particles can migrate to adjacent disks.

Critical frequencies were calculated for spacing sizes of 2–7 μm at two field strengths, revealing a clear relationship between particle size and the frequency required for crossing. For example, at a field strength of 7960 A/m, with a disk radius of 5 μm and a spacing of 4 μm , the critical frequency for a 4 μm particle was 0.06 Hz, whereas for a 2 μm particle it increased to 0.09 Hz. This trend confirms that larger particles require lower

frequencies to cross the spacing. System performance depends on particle size, spacing width, field strength, and fluid viscosity. Brownian motion was considered negligible, but particle–particle interactions at high concentrations warrant further investigation in future studies.

This proposed size-selective mechanism offers distinct practical advantages for biomedical diagnostics. Unlike conventional fluorescence-activated cell sorting (FACS) or magnetic-activated cell sorting (MACS), which require bulky equipment and complex labeling procedures, our system performs continuous separation using only a compact experimental setup composed of a rotating disk with a small stepper motor and controller. The ability to tune the cutoff size simply by adjusting the rotation frequency makes the platform adaptable to various target analytes, ranging from circulating tumor cells (15–30 μm) to bacteria (1–5 μm). Furthermore, the absence of Joule heating and valves ensures high cell viability, which is critical for downstream analyses.

4. Conclusions

A microfluidic platform utilizing rotating magnetic fields and spaced circular magnetic nanofilms is proposed for size-based particle separation. The rotating field, generated by permanent magnets without the need for electrical wiring, enables frequency-tuned separation: larger particles cross the spacing while smaller ones remain confined. Model validation against experimental data demonstrated an average radial error of approximately 2.6%. This simple, low-cost method is well-suited for magnetophoretic lab-on-chip systems in biomedical diagnostics and rare-cell analysis.

5. References

- [1] W. Liu, L. Xie, Y.-H. He, Z.-Y. Wu, L.-X. Liu, X.-F. Bai, D.-X. Deng, X.-E. Xu, L.-D. Liao, W. Lin, Large-scale and high-resolution mass spectrometry-based proteomics profiling defines molecular subtypes of esophageal cancer for therapeutic targeting, *Nature communications*, 12(1) (2021) 4961.
- [2] P. Gantner, A. Pagliuzza, M. Pardons, M. Ramgopal, J.-P. Routy, R. Fromentin, N. Chomont, Single-cell TCR sequencing reveals phenotypically diverse clonally expanded cells harboring inducible HIV proviruses during ART, *Nature communications*, 11(1) (2020) 4089.
- [3] R. Abedini-Nassab, A. Emamgholizadeh, Controlled Transport of Magnetic Particles and cells using C-Shaped magnetic thin films in Microfluidic chips, *Micromachines*, 13(12) (2022) 2177.
- [4] A. Dalili, E. Samiei, M. Hoorfar, A review of sorting, separation and isolation of cells and microbeads for biomedical applications: microfluidic approaches, *Analyst*, 144(1) (2019) 87–113.
- [5] Q. Luan, C. Macaraniag, J. Zhou, I. Papautsky, Microfluidic systems for hydrodynamic trapping of cells and clusters, *Biomicrofluidics*, 14(3) (2020).

[6] M.P. MacDonald, G.C. Spalding, K. Dholakia, Microfluidic sorting in an optical lattice, *Nature*, 426(6965) (2003) 421–424.

[7] Y. Wang, H. Pan, D. Mei, C. Xu, W. Weng, Programmable motion control and trajectory manipulation of microparticles through tri-directional symmetrical acoustic tweezers, *Lab on a Chip*, 22(6) (2022) 1149–1161.

[8] R. Abedini-Nassab, J. Wirfel, B. Talebjedi, N. Tasnim, M. Hoorfar, Quantifying the dielectrophoretic force on colloidal particles in microfluidic devices, *Microfluidics and Nanofluidics*, 26(5) (2022) 38.

[9] R. Abedini-Nassab, N. Sadeghidelouei, C.W. Shields IV, Magnetophoretic circuits: A review of device designs and implementation for precise single-cell manipulation, *Analytica chimica acta*, 1272 (2023) 341425.

[10] R. Abedini-Nassab, X. Ding, H. Xie, A novel magnetophoretic-based device for magnetometry and separation of single magnetic particles and magnetized cells, *Lab on a Chip*, 22(4) (2022) 738–746.

طراحی و شبیه‌سازی سامانه مگنتوفور تیک با میدان مغناطیسی چرخان برای هدایت و

جداسازی ریزذرات مغناطیسی

اتابک محمدی معاضد^۱، روزبه عابدینی نسب^۱

۱- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
ایمیل نویسنده عهده دار مکاتبات: abedini@modares.ac.ir

چکیده

در این پژوهش، یک سامانه نوین مبتنی بر تراشه‌های مگنتوفور تیک برای هدایت و جداسازی کنترل شده ذرات مغناطیسی میکرومتری در محیط میکروفلوئیدیک بر اساس اندازه آن‌ها طراحی و شبیه‌سازی شده است. این سیستم شامل فیلم‌های نانومتری مغناطیسی به صورت دیسک‌های به هم پیوسته با یک شکاف جداساز و میدان مغناطیسی چرخانی است که توسط آهن‌رباهای دائمی ایجاد می‌شود. سامانه تولید میدان مغناطیسی با استفاده از یک استپرموتور و کنترلر آردوینو، امکان تنظیم فرکانس چرخش میدان را فراهم می‌کند. طراحی سه‌بعدی با نرم‌افزار سالیدورکس انجام شده و توزیع انرژی مغناطیسی بر روی تراشه توسط نرم‌افزار کامسول شبیه‌سازی گردیده است. همچنین، با بهره‌گیری از کدهای توسعه‌داده‌شده در محیط متلب، نیروهای وارد بر ذرات و مسیر حرکت آن‌ها تحلیل شده‌اند. نتایج شبیه‌سازی، جهت اعتبارسنجی، با داده‌های تجربی مطالعات پیشین مقایسه گردید و تطابق مناسب مسیر حرکت ذرات (با میانگین خطای ۲/۶۱٪ در فاصله شعاعی) دقت خوب شبیه‌سازی‌ها را نمایان نمود. سپس با استفاده از این مدل تأییدشده، عملکرد سامانه طراحی‌شده در جداسازی ذرات ارزیابی شد و مشخص گردید با انتخاب شکاف‌های ۲ تا ۷ میکرومتری، در میدان با شدت‌های ۵۰ و ۱۰۰ ارستد و با تنظیم فرکانس، می‌توان ذرات میکرومتری با اندازه‌های مختلف را از یکدیگر جدا نمود. با حذف چالش‌هایی نظیر پیچیدگی مدارهای سیم‌پیچی و گرمایش ناخواسته در روش‌های پیشین، این مطالعه راهکاری کارآمد، ساده و قابل اطمینان را با کاربردهای زیستی و پزشکی فراهم می‌سازد.

کلمات کلیدی

آزمایشگاه روی تراشه، آنالیز تک‌سلولی، جداسازی ذرات، دستکاری ذرات مغناطیسی، مدارهای مگنتوفور تیک

انتقال و جداسازی ذرات میکرومتری در محیط‌های میکروفلوئیدیک از اهداف اصلی در حوزه آزمایشگاه بر تراشه به‌شمار می‌رود. تکنیک‌های نوین مورد استفاده در جهت تحقق این اهداف، مبتنی بر دانش و فناوری در حوزه‌های مکانیک، برق، مواد و سایر شاخه‌های علمی مرتبط می‌باشند. این رویکردها دارای کاربردهای مهمی در زمینه‌های مختلف هستند که یکی از مهم‌ترین آن‌ها مطالعه ریزذرات زیستی و سلول‌ها و نیز برهم‌کنش‌های بین آن‌ها است. بررسی سلول‌های سرطانی یا مطالعه تأثیر داروها بر آن‌ها در سطح تک‌سلولی، نمونه‌هایی از این گونه پژوهش‌ها به‌شمار می‌روند. این مطالعات می‌توانند منجر به تشخیص دقیق‌تر و کشف روش‌های نو برای مقابله با بیماری‌ها و درمان گردند [۱-۳].

در روش‌های سنتی، نیاز به مقدار قابل توجهی از نمونه‌ها وجود دارد و پس از انجام آزمایش‌های مورد نظر، میانگین پاسخ سلول‌ها محاسبه می‌شود. اما در بسیاری از بیماری‌ها، مانند سرطان یا بیماری‌های واگیر، نظیر ویروس نقص ایمنی انسانی^۱، گروهی از سلول‌های نادر و خاص نقش حیاتی در سرنوشت بیمار ایفا می‌کنند [۴]. مطالعه این سلول‌ها که در یک جمعیت ناهمگون درون بافت یا سیال زیستی (خون) حضور دارند، با استفاده از روش‌های سنتی امری دشوار یا غیرممکن است. به همین دلیل، دانشمندان برای درک و تحلیل اتفاقات در سطح تک‌سلولی نیازمند روش‌هایی جدید در حوزه آنالیز تک‌سلولی می‌باشند [۵، ۶]. محققان با استفاده از روش آنالیز تک‌سلولی به نمونه‌های بسیار کمتری نسبت به روش‌های سنتی نیاز دارند و سلول‌های نادر و مهم آسان‌تر قابل شناسایی و مطالعه هستند. در این راستا، معرفی تکنیک «آزمایشگاه روی تراشه» منجر به پیشرفت چشمگیری در حوزه تشخیص و درمان شده است [۷، ۸]. با این حال، همچنان یکی از چالش‌های مهم در این حوزه، یافتن روشی مطمئن و قابل اتکا برای جداسازی و نیز انتقال دقیق ذرات به مکان‌های مشخص شده روی تراشه جهت بررسی ذرات و انجام آزمون بر آن‌ها می‌باشد.

تا به امروز، تکنیک‌های مختلفی برای هدایت و جابجایی ذرات بر اساس خواص فیزیکی و بیولوژیکی آن‌ها بر تراشه معرفی شده‌اند. این روش‌ها به دو گروه غیرفعال و فعال تقسیم‌بندی می‌شوند. در روش‌های غیرفعال، ذرات بر اساس نیروهای هیدرودینامیکی جابجا می‌شوند. اما در روش‌های فعال یک نیرو یا میدان خارجی بر سیستم اعمال شده و موجب هدایت ذرات می‌شود. رویکردهای مبتنی بر نور، صوت، الکتریسیته و مغناطیس مثال‌هایی از روش‌های فعال می‌باشند [۹، ۱۰].

تله‌های هیدرودینامیکی یکی از ساده‌ترین روش‌ها محسوب می‌شوند، اما وارد شدن تنش برشی به ذرات و سلول‌های گیر افتاده در تله می‌تواند موجب بروز خطاهای تحلیلی ناخواسته گردد [۱۱]. با وجود امکان کنترل دقیق مسیر حرکت ذرات، تکنیک هدایت نوری، به علت سرعت عملکرد پایین، توانایی هدایت تعداد محدودی ذره را به صورت هم‌زمان دارد. همچنین این روش مشکلاتی مانند فقدان گزینش‌پذیری و احتمال آسیب به سلول‌ها را دارد [۱۲]. تکنیک‌های مبتنی بر نیروهای صوتی نیز برای هدایت بدون برچسب مناسب هستند، اما در مقیاس تک‌سلولی و ذره منفرد دارای محدودیت می‌باشند [۱۳-۱۵]. نیروی الکتریکی، به دلیل بار سطحی طبیعی موجود در بیشتر ذرات زیستی و سلول‌ها، گزینه‌ای مناسب برای هدایت و جابجایی آن‌ها است. با این حال، بسیاری از سیستم‌های مبتنی بر نیروی الکتریکی نیازمند جابجایی الکترودهای فراوان به همراه سیم‌کشی پیچیده هستند تا هدایت تعداد زیادی از تک‌سلول‌ها و یا ذرات امکان‌پذیر شود. این امر موجب افزایش هزینه‌ها و پیچیدگی سیستم می‌گردد [۱۶-۱۸].

یک رویکرد در حال پیشرفت برای هدایت و جابجایی ذرات منفرد و سلول‌ها با دقت بالا و با توانایی هدایت تعداد زیاد ذرات استفاده از روش مبتنی بر مدارهای مگنتوفورتیک است. این روش از مدارهای الکتریکی الهام گرفته شده و حرکت ذرات مغناطیسی را با میدان مغناطیسی اعمالی خارجی همگام می‌کند [۵، ۶، ۱۹]. این مدارها از فیلم‌های نانومتری مغناطیسی بر تراشه تشکیل شده‌اند که تحت تأثیر مغناطیسی خارجی مغناطیسه شده و ذرات را هدایت می‌کنند. جداسازی ذرات توسط این سامانه‌ها در پژوهش‌های پیشین [۲۰] مبتنی بر تغییرات رژیم حرکتی ذرات بر روی فیلم‌های مغناطیسی است. در این روش، تنها دسته‌ای از ذرات با میدان مغناطیسی خارجی همگام شده و در طول مسیر مغناطیسی حرکت می‌کنند، در حالی که دسته دیگر از کنترل میدان خارج شده و عملاً قابلیت هدایت هدفمند ندارند. این مسئله یک محدودیت بنیادی در کاربردهای تک‌سلولی مبتنی بر این رویکرد ایجاد می‌کند. زیرا نبود کنترل بر ذرات جدا شده فرآیند جداسازی را ناقص گذاشته و مانع انجام تحلیل‌های بعدی می‌شود.

¹ HIVs (Human Immunodeficiency Viruses)

برای پاسخ به چالش‌های موجود در روش‌های پیشین، در این پژوهش، رویکردی نوین مبتنی بر یک مسیر مغناطیسی شکاف‌دار ارائه شده است. این فیلم مغناطیسی نانومتری از دیسک‌های مغناطیسی به هم پیوسته تشکیل شده و در یک محیط میکروفلوئیدیک پیاده‌سازی شده است. یک سیستم تولید میدان مغناطیسی چرخان، میدان با سرعت گردش مورد نظر را به این تراشه اعمال می‌کند (شکل ۱-الف). دیسک‌های مغناطیسی در اثر این میدان مغناطیسه شده، ذرات ریز اطراف خود را جذب کرده و آن‌ها را در راستای مورد نظر حرکت می‌دهند. به منظور جداسازی ذرات، در این مسیر مغناطیسی شکافی ایجاد شده است. عبور یا عدم عبور ذرات از آن، به کمیت‌هایی همچون اندازه ذرات، میزان ماده مغناطیسی آن‌ها، اندازه شکاف، شدت میدان اعمالی و فرکانس چرخش میدان بستگی دارد (شکل ۱-ب).

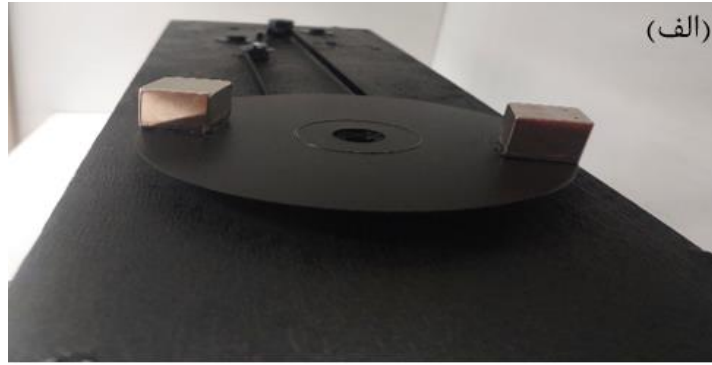
در مجموع، نوآوری اصلی این پژوهش در (۱) طراحی مسیر مغناطیسی شکاف‌دار با قابلیت جداسازی همراه با حفظ کنترل پیوسته بر ذرات و (۲) توسعه یک سامانه‌ی تولید میدان گردان ساده و کارآمد مبتنی بر آهن‌رباهای دائمی نهفته است. تراشه میکروفلوئیدیک مورد نظر امکان جداسازی هدفمند ذرات را فراهم می‌آورد که در مقایسه با پژوهش‌های قبلی، کنترل مؤثرتر، هزینه‌ی کمتر و پیاده‌سازی ساده‌تر را فراهم می‌کند.

۲- روش‌ها

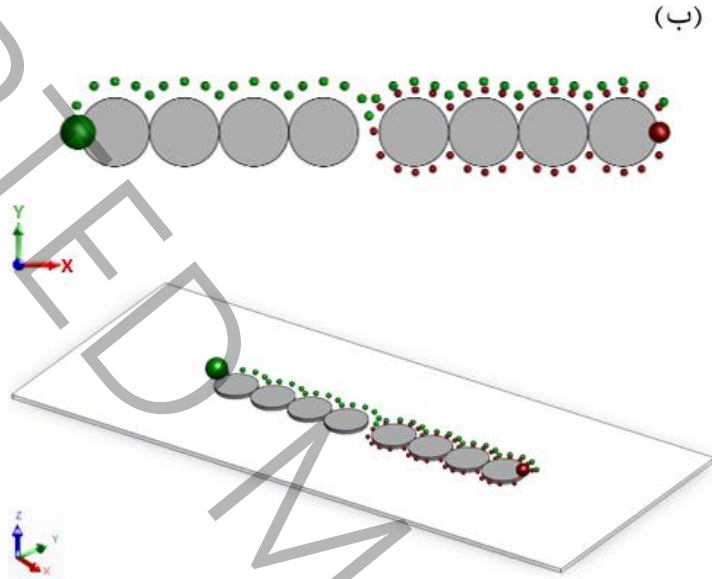
این بخش به طراحی و ساخت دستگاه تولید میدان مغناطیسی چرخان و تئوری و روش‌های شبیه‌سازی اختصاص دارد.

۲-۱ ساخت سیستم

در این پژوهش یک سیستم ساده و کاربردی برای ایجاد یک میدان مغناطیسی چرخان طراحی و پیاده‌سازی شد. همان‌طور که در شکل ۱-الف نشان داده شده است، این سیستم با استفاده از یک استیروموتور و کنترلر آردوینو، دیسک حامل آهن‌رباهای دائمی نئودیمیومی را با فرکانسی قابل تنظیم می‌چرخاند و میدان مغناطیسی چرخان مورد نیاز را تولید می‌کند.



(الف)



(ب)

شکل ۱: (الف) سامانه طراحی و ساخته شده برای اعمال میدان مغناطیسی چرخشی. (ب) شماتیکی از آرایش نانوفیلم های مغناطیسی دایره ای شکل به همراه شکاف در مسیر و مسیر حرکت ریز ذرات.

Fig. 1. (a) The designed and fabricated system for applying a rotating magnetic field. (b) Schematic of the circular magnetic nanofilm arrangement with a gap within the pathway and the trajectory of microparticles.

دستگاه به گونه ای طراحی شده است که تراشه بتواند به صورت ثابت در مرکز دیسک قرار گیرد. این طراحی امکان مشاهده حرکت ذرات زیر میکروسکوپ را فراهم می کند. یکی از چالش های مهم در طراحی این دستگاه، اطمینان از ثابت بودن و جلوگیری از لرزش محل قرارگیری تراشه است. این موضوع به منظور حفظ دقت آزمایش ضروری است.

۲-۲ مدل سازی و روابط تئوری

دیسک های مغناطیسی درون تراشه در حضور یک میدان مغناطیسی خارجی، مغناطیسه شده و بر انرژی اطراف خود اثر می گذارند. انرژی مغناطیسی از رابطه (۱) محاسبه می شود.

$$U = \frac{1}{2} \mu_0 V_p (\chi_p - \chi_0) H^2 \quad (1)$$

در رابطه (۱)، μ_0 ، V_p ، χ_p ، χ_0 و H به ترتیب عبارتند از نفوذپذیری مغناطیسی خلأ، حجم ذره، پذیرفتاری مغناطیسی ذره، پذیرفتاری مغناطیسی سیال حامل ذره و شدت میدان مغناطیسی. چگالی شار مغناطیسی و شدت میدان مغناطیسی با رابطه (۲) به هم مرتبط می شوند.

$$\vec{B} = \mu \vec{H} \quad (2)$$

در رابطه (۲)، B و μ به ترتیب چگالی شار مغناطیسی و نفوذپذیری مغناطیسی می‌باشند.

با بررسی توزیع انرژی پتانسیل مغناطیسی با استفاده از رابطه (۱)، مکان چاه‌ها و سدهای انرژی مشخص می‌شود. ذرات مغناطیسی میل به حرکت به سمت چاه‌ها و دور شدن از سدهای انرژی دارند. نیروی محرکه مغناطیسی از رابطه (۳) محاسبه می‌شود.

$$\vec{F} = -\nabla U \quad (3)$$

سرعت حرکت ریزذرات مغناطیسی کروی در سیال با فرض دینامیک مرتبه اول بیش‌دمپ‌شده محاسبه می‌شود. در این چارچوب، سرعت ذره مطابق قانون استوکس و بر اساس رابطه (۴) تعیین می‌شود.

$$v = \frac{\vec{F}}{6\pi\eta_0 r_p} \quad (4)$$

در رابطه (۴)، r_p و η_0 به ترتیب عبارتند از ویسکوزیته سیال و شعاع ذره.

در این پژوهش از دو رویکرد مجزا برای تحلیل سامانه استفاده گردید. ابتدا، به منظور درک کیفی و بصری از توزیع میدان و انرژی مغناطیسی، مدل سه‌بعدی تراشه در نرم‌افزار سالدورکس^۱ طراحی شد و سپس از روش المان محدود برای محاسبه میدان و انرژی مغناطیسی اطراف دیسک‌ها استفاده گردید. نرم‌افزار کامسول^۲ جهت این شبیه‌سازی به کار گرفته شد. به منظور اطمینان از صحت محاسبات، مطالعات استقلال از شبکه انجام شد و در نهایت شبکه مناسب (بیشینه و کمینه اندازه المان به ترتیب ۴ و ۰/۰۴ میکرومتر) انتخاب گردید. برای ایجاد میدان مغناطیسی در این نرم‌افزار، از ماژول جریان متناوب/مستقیم^۳ و رابط فیزیکی میدان‌های مغناطیسی بدون جریان^۴ استفاده شد. معادلات حاکم در این فصل مشترک بر اساس معادلات ماکسول و معادلات مغناطیسی در روابط (۲) و (۵) ارائه شده‌اند.

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (5)$$

شرایط مرزی میدان مغناطیسی بر روی وجوه مکعبی با ابعاد ۲۰۰ میکرومتر که طرح مغناطیسی مورد نظر را در بر می‌گیرد، اعمال شده‌اند. مقادیر اولیه برای میدان مغناطیسی صفر فرض شده‌اند. در این شبیه‌سازی از یک حلگر ایستا و تحلیل وابسته به زمان، همراه با به‌روزرسانی‌های مکرر استفاده شده است تا نحوه تشکیل و حرکت چاه‌های انرژی در لبه دیسک‌ها به نمایش درآید. در گام دوم و برای پیش‌بینی کمی و دقیق مسیر حرکت ذرات، یک کد اختصاصی در نرم‌افزار متلب توسعه داده شد. در این کد، مسیر حرکت ذره با حل عددی معادلات حرکت (رابطه (۴)) در یک میدان مغناطیسی وابسته به فضا و زمان به‌دست آمد. بدین منظور، از یک روش تفاضلی رو به جلو ساده استفاده شد که در آن مکان ذره در هر گام بر اساس جمع برداری مکان و جابجایی آن در گام قبلی به‌دست آمد.

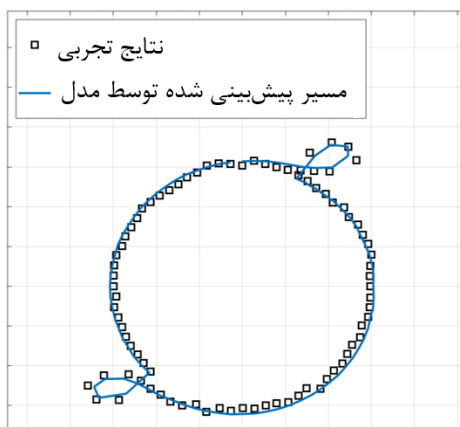
به منظور اعتبارسنجی نتایج شبیه‌سازی، مسیرهای پیش‌بینی شده حرکت ذرات پیرامون یک دیسک مغناطیسی، با مسیرهای مشاهده شده در آزمایش‌های تجربی گزارش‌شده در یکی از مقالات پیشین [۲۱] مقایسه شدند. مسیر حرکت ذره مغناطیسی در رژیم لغزش فاز بر اساس داده‌های آزمایشگاهی و مسیر استخراج‌شده از شبیه‌سازی در نرم‌افزار متلب به منظور بررسی مطابقت در شکل ۲ بر روی هم ترسیم شدند. در این ترسیم مسیرهای تجربی و شبیه‌سازی‌شده در دستگاه مختصات قطبی با گام زاویه‌ای ثابت ($\Delta\theta = 5^\circ$) گسسته‌سازی شدند. پس از استخراج ۸۵ نقطه داده، فاصله شعاعی ذره از مرکز دیسک ($\rho = \sqrt{x^2 + y^2}$) در هر نقطه از مسیر شبیه‌سازی‌شده با داده‌های مشاظر در نتایج تجربی مقایسه گردید. نتایج نشان داد که خطای پیش‌بینی مسیر حرکت ذره در مدل حاضر دارای کمینه ۰/۰۱٪ و بیشینه ۷/۱۲٪ است. میانگین خطای محاسبه‌شده برابر با ۲/۶۱٪ به دست آمد که نشان‌دهنده دقت بالای مدل توسعه‌یافته در پیش‌بینی رفتار دینامیکی ذرات است.

¹ SOLIDWORKS

² COMSOL Multiphysics

³ AC/DC

⁴ Magnetic Field No Current

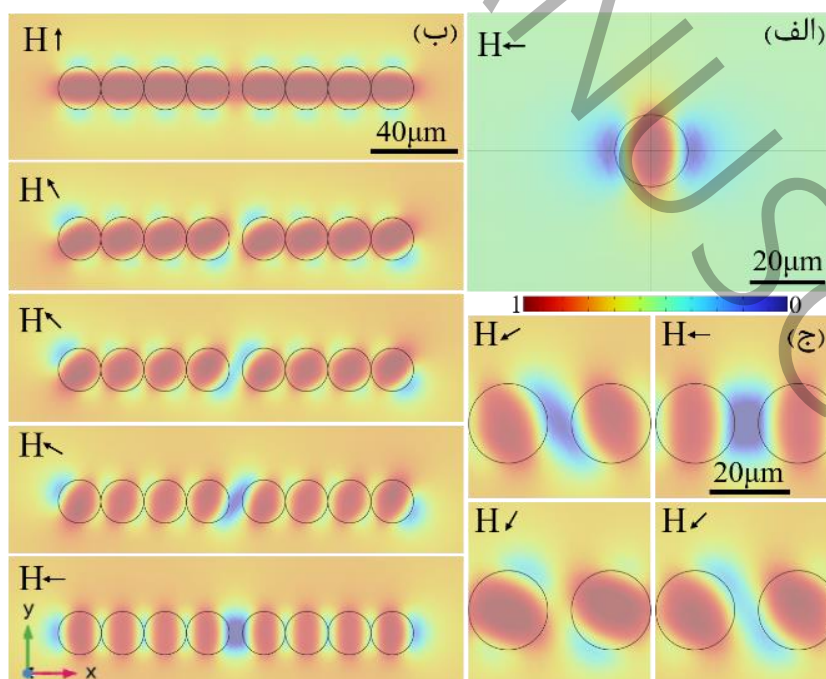


شکل ۲: اعتبارسنجی مدل توسعه‌یافته در رژیم لغزش فاز انجام شده است. مقایسه کمی و نمونه‌برداری زاویه‌ای مسیرهای تجربی و شبیه‌سازی شده جهت محاسبه میانگین خطا نمایش داده شده است. داده‌های تجربی از [۲۱] گرفته شده است.

Fig. 2. Model validation is performed in the phase-slip regime. Quantitative comparison and angular sampling of experimental and simulated trajectories are shown for calculation of the mean error. Experimental data are taken from [21].

۳- نتایج و بحث

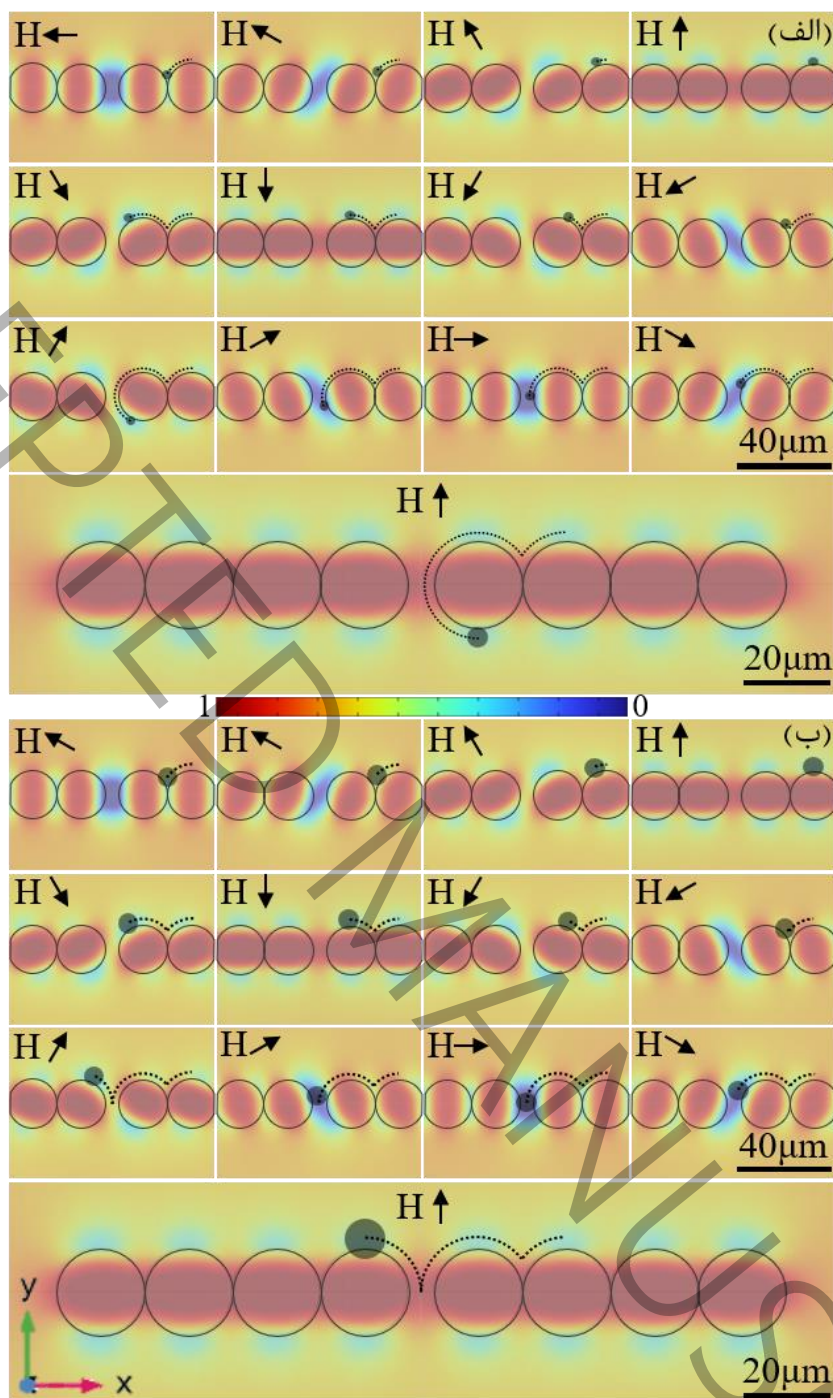
شکل ۳-الف توزیع انرژی مغناطیسی و تشکیل چاه‌های انرژی بر نانوفیلم مغناطیسی دایره‌ای شکل منفرد تحت اعمال میدان مغناطیسی ثابت را نمایش می‌دهد. این الگو مبنای طراحی مسیرهای هدایت و جداسازی ریزذرات مغناطیسی در حضور میدان مغناطیسی چرخشی است. در شکل ۳-ب توزیع انرژی بر روی آرایه‌ای از دیسک‌های مغناطیسی تحت زوایای مختلف میدان مغناطیسی نشان داده شده است. فلش‌های مشکی رنگ کوچک در این شکل زاویه اعمالی را نشان می‌دهند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نواحی آبی رنگ که چاه‌های انرژی را نشان می‌دهند، حول دیسک‌ها می‌گردند و از یک دیسک به دیسک دیگر منتقل می‌گردند. به منظور مطالعه دقیق‌تر این پدیده در شکل ۳-ج نمایی بزرگ‌تر از توزیع انرژی در محل شکاف در زوایای مختلف نمایش داده شده است.



شکل ۳: نتایج شبیه‌سازی توزیع انرژی. (الف) توزیع انرژی مغناطیسی حول یک دیسک مغناطیسی. (ب) توزیع انرژی آرایه‌ای از دیسک‌های مغناطیسی. (ج) نمای بزرگ‌تر توزیع انرژی در فاصله بین دیسک‌ها. فلش‌ها نشان‌دهنده جهت میدان مغناطیسی خارجی می‌باشند. در این شبیه‌سازی انرژی بی بعدسازی شده است.

Fig. 3. Energy distribution simulation results. (a) Magnetic energy distribution around a single magnetic disk. (b) Energy distribution of an array of magnetic disks. (c) Magnified view of energy distribution in the gap between disks. Arrows indicate the direction of the external magnetic field. Energy is normalized.

نتایج شبیه‌سازی‌های انجام‌شده نشان می‌دهند که تراشه میکروفلوئیدیک ارائه‌شده قادر است با بهره‌گیری از میدان مغناطیسی چرخان و آرایه‌ای از نانوفیلم‌های مغناطیسی، جداسازی مؤثر ذرات مغناطیسی را بر اساس اندازه آن‌ها انجام دهد. بر اساس توزیع انرژی مغناطیسی حاصل از میدان اعمالی، چاه‌های انرژی در اطراف دیسک‌های مغناطیسی تشکیل شده و به‌صورت پیوسته در اثر چرخش میدان، در امتداد مسیر مغناطیسی حرکت می‌کنند. این چاه‌ها نقش مسیرهای هدایتگر برای ذرات را ایفا می‌کنند، به‌طوری که ذرات مغناطیسی درون این نواحی کم‌انرژی قرار گرفته و به‌صورت گام‌به‌گام در امتداد مسیر حرکت می‌کنند. با توجه به تفاوت انرژی مغناطیسی در مرکز ذرات با اندازه‌های مختلف، این شبیه‌سازی برای دو ذره با شعاع‌های ۲ و ۴ میکرومتری تکرار شد. نتایج این شبیه‌سازی در شکل ۴ نمایش داده شده است. از آنجایی که ذره مغناطیسی در ناحیه آبی‌رنگ قرار گرفته و با آن حرکت می‌کند، مسیر حرکت ذرات مغناطیسی بر تراشه تحت تأثیر میدان مغناطیسی چرخان به‌صورت گام‌به‌گام قابل پیش‌بینی است. در شکل ۴-الف، ذره کوچک با شعاع ۲ میکرومتر در محل شکاف دیسک را دور زده و قادر به عبور از آن نیست. اما در شکل ۴-ب مهاجرت موفق ذره بزرگ‌تر در حضور میدان مغناطیسی مناسب اتفاق می‌افتد.



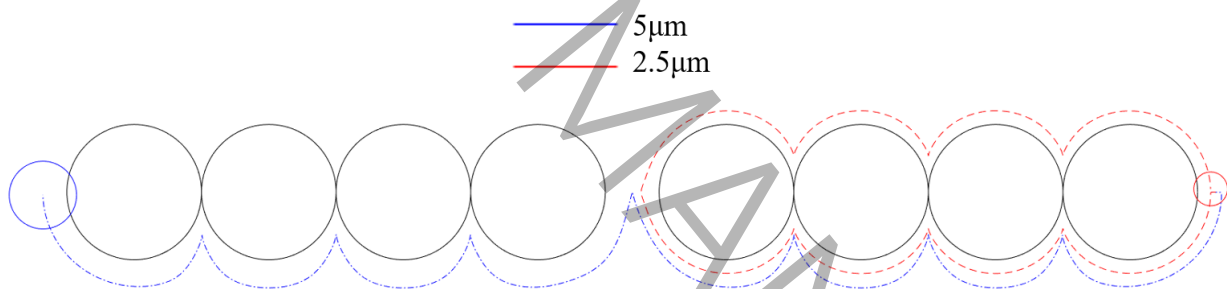
شکل ۴: مسیر حرکت ریزذرات مغناطیسی و توزیع انرژی روی تراشه. (الف) عدم مهاجرت ذره. (ب) مهاجرت ذره. فلش‌ها نشان‌دهنده جهت میدان مغناطیسی خارجی می‌باشند. در این شبیه‌سازی انرژی بی بعدسازی شده است.

Fig. 4. Trajectory of magnetic microparticles and energy distribution on the chip. (a) Non-migration of the particle. (b) Particle migration. The arrows indicate the direction of the external magnetic field. In this simulation, the energy is normalized.

تحلیل توزیع انرژی در شکل‌های ۳ و ۴ نشان می‌دهد که موقعیت و پایداری چاه‌های انرژی نسبت به اندازه ذرات حساس هستند. به‌ویژه، در محل شکاف میان دیسک‌ها، تغییر شکل توزیع انرژی باعث بروز رفتارهای متفاوتی برای ذرات با ابعاد مختلف می‌شود. ذرات کوچک‌تر به دلیل عدم همپوشانی چاه‌های انرژی قادر به عبور از شکاف مسیر مغناطیسی نیستند و حول دیسک آخر در مسیر ورودی

دور زده و مسیر را باز می‌گردند. این درحالی است که ذرات بزرگ‌تر، همپوشانی چاه‌های انرژی را تجربه می‌کنند و مهاجرت موفق از دیسک یک سمت شکاف به دیسک دیگر شکاف مسیر مغناطیسی دارند. این تفاوت رفتاری را می‌توان به عنوان مکانیزمی برای جداسازی ذرات بر اساس اندازه در نظر گرفت، بی‌آنکه نیاز به تجهیزات مکانیکی متحرک یا فیلترهای فیزیکی باشد. همچنین با استفاده از کدی که در محیط متلب بر اساس رابطه (۴) نوشته شده بود، مسیر حرکت ذره پیش‌بینی گردید. نتایج حاصل از این شبیه‌سازی نشان‌دهنده توانایی سیستم در هدایت ذرات مغناطیسی با شعاع‌های مختلف (۱/۴ تا ۵ میکرومتر) تحت تأثیر میدان مغناطیسی چرخان می‌باشد.

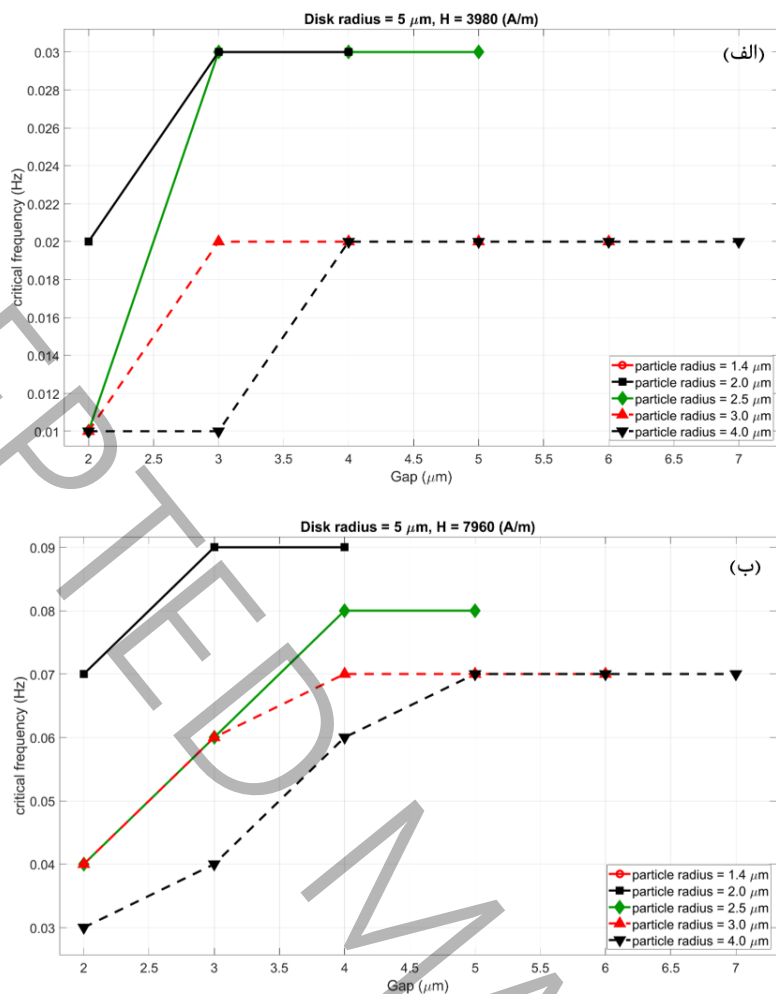
این شبیه‌سازی‌ها بر روی آرایه‌ای از دیسک‌های مغناطیسی با شعاع ۱۰ میکرومتر، شکاف ۱۰ میکرومتر و نفوذپذیری مغناطیسی ۱۱۳ هانری بر متر، در حضور میدان مغناطیسی حدوداً ۸۰۰۰ آمپر بر متر و فرکانس‌های چرخش متفاوت در محیطی با ویسکوزیته ۰/۰۱۲ پاسکال ثانیه انجام شده است. شکل ۵ نمونه‌ای از شبیه‌سازی‌های انجام شده را برای چهار دور چرخش میدان با فرکانس ۰/۰۲ هرتز نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، ذره آبی‌رنگ با شعاع ۵ میکرومتری از یک سمت شکاف مسیر مغناطیسی به سمت دیگر مهاجرت کرده است، اما این امر در خصوص ذره کوچک‌تر با رنگ قرمز و شعاع ۲/۵ میکرومتری رخ نداده است. تحلیل مسیر حرکت ذرات در حضور میدان مغناطیسی چرخان (شکل ۵) نشان‌دهنده وابستگی واضح رفتار دینامیکی ذرات به شعاع و فرکانس چرخش میدان است. در فرکانس‌های پایین‌تر، ذره نزدیک‌تر به دیسک‌ها حرکت می‌کند. در نتیجه، هنگام رسیدن به شکاف، با ماندن در چاه نزدیک به دیسک اول ذره به دیسک سمت مقابل مهاجرت نمی‌کند. اما با افزایش فرکانس، ذره از دیسک فاصله می‌گیرد. این افزایش فاصله ذره از دیسک در ذرات بزرگ‌تر، به دلیل نیروی درگ قوی‌تر (که با حجم ذره رابطه دارد)، بیشتر است. در نتیجه ذرات بزرگ می‌توانند وارد چاه انرژی دیسک سوی دیگر شکاف شوند و از آن عبور کنند.



شکل ۵: نمونه‌ای از شبیه‌سازی مسیر حرکت ذرات با استفاده از کد متلب.

Fig. 5. Sample particle trajectory simulation results using the MATLAB code.

با اعمال فرکانس‌های متفاوت در شکاف‌های مسیر مغناطیسی ۲ الی ۷ میکرومتر، فرکانس‌های بحرانی برای مهاجرت ذره یافت شدند. این فرکانس‌ها برای دو شدت میدان مغناطیسی متفاوت در شکل ۶ نشان داده شده‌اند. نمودارهای ارائه شده ابزاری مفید برای تشخیص عبور یا عدم عبور ذرات فراهم می‌کنند و می‌توانند در طراحی مدار به منظور تفکیک ذرات و سلول‌ها با اندازه‌های مختلف مورد استفاده قرار گیرند.



شکل ۶: فرکانس بحرانی ذرات در شکاف‌های مختلف.

Fig. 6. Critical frequency of particles for different gap sizes.

شکل ۶ نمودارهای وابستگی فرکانس بحرانی عبور به اندازه ذره را نشان می‌دهد. این نمودارها نشان می‌دهند که برای ذرات با اندازه‌های مشخص، فرکانس‌های بحرانی مشخصی برای مهاجرت وجود دارد. چنین وابستگی دقیقی می‌تواند در طراحی سیستم‌های جداسازی هدفمند مورد استفاده قرار گیرد، به طوری که با انتخاب فرکانس مناسب، تنها ذرات خاصی در ابعاد مشخص قادر به عبور و جداسازی باشند. این روش قابلیت پیاده‌سازی در سیستم‌های آزمایشگاه بر تراشه^۱ و ابزارهای تشخیص زیستی را داراست. عملکرد سیستم مبتنی بر ترکیبی از اثرات مگنتوفورتیک، هندسه آرایه مغناطیسی و شرایط سیال (ویسکوزیته و مقاومت هیدرودینامیکی) است. کمیت‌هایی مانند شعاع ذرات، شکاف در مسیر مغناطیسی، نفوذپذیری مغناطیسی و قدرت میدان اعمالی در تعیین نحوه توزیع چاه‌های انرژی و میزان جذب ذرات تأثیرگذار هستند. نتایج نشان دادند که در ترکیب بهینه‌ای از این پارامترها می‌توان به جداسازی با دقت بالا دست یافت.

علاوه بر کمیت‌های هندسی و ساختاری بررسی شده در این پژوهش، عوامل محیطی و فیزیکی دیگری از قبیل نوع سیال حامل و دمای محیط نیز می‌توانند بر عملکرد سیستم و مسیر حرکت ذرات تأثیرگذار باشند. اثر نوع سیال حامل از طریق ویسکوزیته و نفوذپذیری مغناطیسی آن بر اساس روابط (۱ الی ۴) بر حرکت ذره اثر می‌گذارد. بخشی از اثر دمای محیط نیز از طریق این کمیت‌ها در شبیه‌سازی

¹ Lab-On-Chip

مورد استفاده وارد می‌شود. اما تغییرات دما باعث تغییرات نیروهای براونی نیز می‌شود، که به دلیل ضعیف بودن آن‌ها در مقابل نیروهای مغناطیسی صرف‌نظر شده‌اند.

با وجود مزایای ذکر شده، برخی محدودیت‌ها نیز در این سیستم وجود دارد که در مطالعات آینده باید مورد توجه قرار گیرد. به‌عنوان مثال، تأثیر نیروهای بین‌ذره‌ای در تراکم بالای ذرات و نیز چسبندگی سطح از جمله عواملی هستند که می‌توانند عملکرد سیستم را تحت تأثیر قرار دهند.

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش، یک تراشه میکروفلوئیدیک برای هدایت و جداسازی ذرات مغناطیسی با استفاده از میدان مغناطیسی چرخان طراحی و شبیه‌سازی شده است. جداسازی و کنترل مسیر حرکت ذرات با اضافه نمودن یک شکاف نوآورانه در مسیر مغناطیسی امکان‌پذیر شد. ساختار دستگاه به گونه‌ای طراحی شده است که با استفاده از آهن‌رباهای دائمی و بدون نیاز به سیم‌کشی‌های پیچیده یا اعمال جریان الکتریکی، امکان ایجاد میدان مغناطیسی چرخان با فرکانس قابل تنظیم فراهم شود. شبیه‌سازی‌های عددی و تحلیل‌های انجام‌شده نشان دادند که کمیت‌های متعددی همچون اندازه ذره، شدت میدان مغناطیسی و فرکانس چرخش میدان، بر حرکت و مهاجرت ذرات تأثیرگذار می‌باشند. با ثابت نگه داشتن سایر متغیرها و تنظیم فرکانس اعمالی امکان عبور ذرات بر اساس اندازه آن‌ها فراهم می‌شود، به‌نحوی که ذرات بزرگ از شکاف عبور می‌کنند، در حالی که ذرات کوچک‌تر بازمی‌گردند. اعتبارسنجی نتایج شبیه‌سازی با داده‌های تجربی خطای میانگین ۲/۶۱٪ را نشان داد، که گویای دقت مناسب مدل شبیه‌سازی ارائه شده است. نتایج این پژوهش به صورت مستقیم قابل استفاده در طراحی سامانه‌های جداسازی ذرات مبتنی بر تراشه‌های مگنتوفورتیک می‌باشند. در مجموع، این سامانه، روشی قابل اعتماد، کم‌هزینه و بدون نیاز به اجزای فعال الکتریکی برای جداسازی ذرات ارائه می‌دهد. با تنظیم دقیق پارامترهای طراحی، می‌توان ذرات را به‌صورت هدفمند هدایت و جداسازی کرد. این ویژگی کاربردهای گسترده‌ای در زیست‌پزشکی، تشخیص بیماری و مطالعه سلول‌های نادر دارد.

تشکر و قدردانی

این اثر تحت حمایت مادی بنیاد ملی علم ایران (INSF) برگرفته شده از طرح شماره ۴۰۳۰۷۴۱ انجام شده است.

Design and Numerical Simulation of a Magnetophoretic System with a Rotating-Field for Manipulation and Separation of Magnetic Microparticles

Atabak Mohammadi Moazed^a, Roozbeh Abedini-Nassab^a

^a Faculty of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ABSTRACT

In this study, a novel system based on magnetophoretic chips has been designed and simulated for the manipulation and controlled size-based separation of magnetic microparticles within a microfluidic environment. The system consists of magnetic nanofilms in the form of interconnected disks with a separation gap and a rotating magnetic field generated by permanent magnets. The magnetic field generator setup, using a stepper motor and an Arduino controller, enables adjustment of the rotation frequency. Three-dimensional modeling was carried out using SolidWorks, and the distribution of the magnetic energy on the chip was simulated using COMSOL Multiphysics. Additionally, particle trajectories and magnetic forces were analyzed through custom-developed MATLAB codes. The simulation results, for validation purposes, were compared with experimental data from previous studies, and the good agreement of the particle trajectories (with an average radial error of 2.61%) demonstrated the high accuracy of the simulations. Then, using this validated model, the performance of the designed system in particle separation was evaluated, and it was found that by selecting gaps of 2 to 7 micrometers, under magnetic field strengths of 50 and 100 Oersted and by adjusting the frequency, micrometric particles with different sizes could be separated. By eliminating challenges associated with coil circuits and undesired heating in previous methods, this study provides a reliable, simple, and efficient solution with biological and medical applications.

KEYWORDS

Lab-on-a-chip, single-cell analysis, particle separation, magnetic particle manipulation, magnetophoretic circuits

- [1] W. Liu, L. Xie, Y.-H. He, Z.-Y. Wu, L.-X. Liu, X.-F. Bai, D.-X. Deng, X.-E. Xu, L.-D. Liao, W. Lin, Large-scale and high-resolution mass spectrometry-based proteomics profiling defines molecular subtypes of esophageal cancer for therapeutic targeting, *Nature communications*, 12(1) (2021) 4961.
- [2] J. Shang, Y. Wan, C. Luo, G. Ye, Q. Geng, A. Auerbach, F. Li, Cell entry mechanisms of SARS-CoV-2, *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 117(21) (2020) 11727–11734.
- [3] J.A. Berkenbrock, R. Grecco-Machado, S. Achenbach, Microfluidic devices for the detection of viruses: Aspects of emergency fabrication during the COVID-19 pandemic and other outbreaks, *Proceedings of the Royal Society A*, 476(2243) (2020) 20200398.
- [4] P. Gantner, A. Pagliuzza, M. Pardons, M. Ramgopal, J.-P. Routy, R. Fromentin, N. Chomont, Single-cell TCR sequencing reveals phenotypically diverse clonally expanded cells harboring inducible HIV proviruses during ART, *Nature communications*, 11(1) (2020) 4089.
- [5] R. Abedini-Nassab, A. Emamgholizadeh, Controlled Transport of Magnetic Particles and cells using C-Shaped magnetic thin films in Microfluidic chips, *Micromachines*, 13(12) (2022) 2177.
- [6] R. Abedini-Nassab, R. Shourabi, High-throughput precise particle transport at single-particle resolution in a three-dimensional magnetic field for highly sensitive bio-detection, *Scientific Reports*, 12(1) (2022) 6380.
- [7] N. Azizipour, R. Avazpour, D.H. Rosenzweig, M. Sawan, A. Ajji, Evolution of biochip technology: A review from lab-on-a-chip to organ-on-a-chip, *Micromachines*, 11(6) (2020) 599.
- [8] D.S. Dkhar, R. Kumari, S.J. Malode, N.P. Shetti, P. Chandra, Integrated lab-on-a-chip devices: Fabrication methodologies, transduction system for sensing purposes, *Journal of pharmaceutical and biomedical analysis*, 223 (2023) 115120.
- [9] A. Dalili, E. Samiei, M. Hoorfar, A review of sorting, separation and isolation of cells and microbeads for biomedical applications: microfluidic approaches, *Analyst*, 144(1) (2019) 87–113.
- [10] E.L. Jackson, H. Lu, Advances in microfluidic cell separation and manipulation, *Current opinion in chemical engineering*, 2(4) (2013) 398–404.
- [11] Q. Luan, C. Macaraniag, J. Zhou, I. Papautsky, Microfluidic systems for hydrodynamic trapping of cells and clusters, *Biomicrofluidics*, 14(3) (2020).
- [12] M.P. MacDonald, G.C. Spalding, K. Dholakia, Microfluidic sorting in an optical lattice, *Nature*, 426(6965) (2003) 421–424.
- [13] L. Schmid, D.A. Weitz, T. Franke, Sorting drops and cells with acoustics: acoustic microfluidic fluorescence-activated cell sorter, *Lab on a Chip*, 14(19) (2014) 3710–3718.
- [14] Y. Gao, M. Wu, Y. Lin, J. Xu, Acoustic microfluidic separation techniques and bioapplications: a review, *Micromachines*, 11(10) (2020) 921.
- [15] Y. Wang, H. Pan, D. Mei, C. Xu, W. Weng, Programmable motion control and trajectory manipulation of microparticles through tri-directional symmetrical acoustic tweezers, *Lab on a Chip*, 22(6) (2022) 1149–1161.
- [16] R. Abedini-Nassab, J. Wirfel, B. Talebjedi, N. Tasnim, M. Hoorfar, Quantifying the dielectrophoretic force on colloidal particles in microfluidic devices, *Microfluidics and Nanofluidics*, 26(5) (2022) 38.
- [17] M.E. Emmerich, A.-S. Sinnigen, P. Neubauer, M. Birkholz, Dielectrophoretic separation of blood cells, *Biomedical Microdevices*, 24(3) (2022) 30.
- [18] A. Dalili, E. Taatizadeh, H. Tahmoossi, N. Tasnim, P.I. Rellstab-Sánchez, M. Shaunessy, H. Najjaran, M. Hoorfar, Parametric study on the geometrical parameters of a lab-on-a-chip platform with tilted planar electrodes for continuous dielectrophoretic manipulation of microparticles, *Scientific reports*, 10(1) (2020) 11718.
- [19] R. Abedini-Nassab, N. Sadeghidelouei, C.W. Shields IV, Magnetophoretic circuits: A review of device designs and implementation for precise single-cell manipulation, *Analytica chimica acta*, 1272 (2023) 341425.

[20] R. Abedini-Nassab, X. Ding, H. Xie, A novel magnetophoretic-based device for magnetometry and separation of single magnetic particles and magnetized cells, *Lab on a Chip*, 22(4) (2022) 738–746.

[21] X. Hu, R. Abedini-Nassab, B. Lim, Y. Yang, M. Howdysshell, R. Sooryakumar, B.B. Yellen, C. Kim, Dynamic trajectory analysis of superparamagnetic beads driven by on-chip micromagnets, *Journal of applied physics*, 118(20) (2015).