





دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک
پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی تبدیل انرژی

شبیه سازی جمع آوری میکروذرات جامد درون میکروسیستم حاوی جریان با استفاده از اثرات گرادیان میدان مغناطیسی

نگارنده

علی نامنی

اساتید راهنما

دکتر محسن نظری

دکتر محمد محسن شاه مردان

استاد مشاور

دکتر مصطفی نظری

مهر ۱۳۹۹

شماره: ۲۰۹۹, ۱۲۳
تاریخ: ۹۹, ۸, ۲۵

باسمه تعالی



دانشگاه صنعتی شاهرود
مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای علی نامنی با شماره دانشجویی ۹۶۱۴۹۵۴ رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی تحت عنوان شبیه سازی جمع آوری میکروذرات جامد درون میکروسیستم حاوی جریان با استفاده از اثرات گرا دیان میدان مغناطیسی که در تاریخ ۹۹/۰۷/۲۷ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

☒ الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰	☐ ب) درجه خیلی خوب: نمره ۱۸/۹۹-۱۸
☐ ج) درجه خوب: نمره ۱۷/۹۹-۱۶	☐ د) درجه متوسط: نمره ۱۴-۱۵/۹۹
☐ ه) کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد	
نوع تحقیق: ☒ نظری ☐ عملی	

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر محسن نظری	دانشیار	
۲- استاد راهنمای دوم	دکتر محمد محسن شاه مردان	دانشیار	
۳- استاد مشاور	دکتر مصطفی نظری	استادیار	
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر پوریا اکبرزاده	دانشیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر محمد نوروزی	دانشیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر رامین ذاکری	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر مهدی گردویی

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

پاس فراوان ایزدمنان را که مراد به پایان رساندن این پروژه یاری ساخت،
و به پاس عاطفه سرشار و کرمای امید بخش وجودشان
که در این سرد روزگاران، بهترین پشتیبان است،
به پاس قلب های بزرگشان که وجود بخش است
و سرکردانی و ترس در کنارشان به شجاعت بدل شود
و به پاس محبت های فراوانشان که هرگز فروکش نمی کند،
این مجموعه را به پدر و مادر عزیزم تقدیم می کنم.

سپاس گزارى...

از خداوند سبحان سپاسگزارم که به بنده توفیق انجام و اتمام پژوهش حاضر را عنایت فرمود. بر خود واجب می دانم از استاد راهنمای بزرگوارم جناب آقای دکتر محسن نظری به پاس زحمات فراوانشان در طی انجام این تحقیق سپاس گزارى نمایم. و در پایان از تمام عزیزانی که در طول انجام این پروژه مرایارى کرده اند، کمال تشکر و قدردانى را ابراز نمایم.

على نامنى
مهر ۱۳۹۹

تعهد نامه

اینجانب علی نامنی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود، نویسنده پایان نامه با عنوان شبیه سازی جمع آوری میکروذرات جامد درون میکروسیستم حاوی جریان با استفاده از اثرات گرادیان میدان مغناطیسی، تحت راهنمایی دکتر محسن نظری و دکتر محمد محسن شاه مردان متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های دیگر پژوهش گران، به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب این پایان نامه، تا کنون توسط خود، یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارایه نشده است.
- حقوق معنوی این اثر، به دانشگاه صنعتی شاهرود تعلق دارد، و مقالات مستخرج با نام “دانشگاه صنعتی شاهرود” یا “Shahrood University of Technology” به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آوردن نتایج اصلی پایان نامه تاثیرگذار بوده اند، در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است، ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در تمام مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته (یا استفاده شده است)، اصل رازداری و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

علی نامنی

مهر ۱۳۹۹

مالکیت نتایج و حق نشر

- تمام حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی، در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در این پایان نامه بدون ذکر منبع مجاز نمی باشد.

چکیده

هرگاه ذرات مغناطیسی درون گرادیان میدان مغناطیسی قرار گیرند، متناسب با این گرادیان به آن‌ها نیروی مغناطیسی وارد می‌شود. در تحقیق حاضر از این پدیده برای جمع‌آوری و جداسازی ذرات مغناطیسی استفاده شده است. برای ایجاد گرادیان مغناطیسی محلی درون میکروکانال، این ایده به کار گرفته شده که درون میکروکانال، سیم‌های فرومغناطیسی قرار دهیم. با قرار دادن سیم فرو مغناطیسی درون میکروکانال، میدان مغناطیسی یکنواخت درون میکروکانال، که با استفاده از آهنربای دائمی تولید می‌شود، به یک میدان مغناطیسی غیر یکنواخت تبدیل شده و در آن گرادیان بوجود می‌آوریم. موضوعی که این سیستم را متمایز می‌کند ایده استفاده همزمان از دو سیم فرومغناطیس درون میکروکانال است که با این کار می‌توان در دو مکان مجزا درون میکروکانال، گرادیان مغناطیسی نسبتاً شدید ایجاد نمود. با این طرح توانستیم دو مدل ذره مغناطیسی با اندازه متفاوت را همزمان از یکدیگر و از جریان سیال جداسازی و جمع‌آوری کنیم. این سیستم به صورت عددی در این تحقیق مورد بررسی قرار گرفته است. به منظور تحلیل عددی سیستم، ابتدا معادلات حاکم بر سیستم را مشخص کرده و سپس این معادلات را با توجه به شرایط مساله به کمک نرم‌افزار حل کرده‌ایم. برای سنجش صحت و دقت شبیه‌سازی، نتیجه شبیه‌سازی یک مدل مشخص را با نتایج رابطه تحلیلی استخراج شده برای همان حالت، مقایسه کرده که نتیجه نشان داده مدل‌سازی با دقت بالایی قابل قبول است. همچنین عدم وابستگی شبیه‌سازی به اندازه شبکه نیز بررسی شده و اندازه شبکه مناسب انتخاب شده است. برای مدل‌سازی ساده‌تر و حل سریع‌تر معادلات، فرض شده است که ذرات نسبت به ابعاد سیستم بسیار کوچک بوده و لذا از تاثیر ذرات بر میدان جریان سیال و میدان مغناطیسی چشم‌پوشی شده است. این فرض بین دو مدل مشابه بررسی شد و درستی استفاده از این فرض تثبیت شد که مقدار خطا ۵ درصد بود. فرض دیگر نادیده گرفتن نیروی برهمکنش مغناطیسی ذرات است که پس از بررسی، بیشترین فاصله‌ای که این نیرو فعال می‌شود شعاع ۱۰ میکرومتری ذرات بدست آمد. لذا با کاهش غلظت محلول و فاصله گرفتن ذرات از یکدیگر این نیرو در تحلیل بی‌تاثیر می‌شود. دو مدل ذره‌ای که در این تحقیق استفاده شده ذرات M-280 و M-450 می‌باشند که مغناطیسی بوده و مشخصات هر یک معلوم می‌باشد. پس از انجام شبیه‌سازی‌ها و بررسی حالات مختلف به این نتیجه رسیدیم که برای جمع‌آوری ذرات M-450 قطر سیم اول ۵۰ میکرومتر و برای ذرات M-280 قطر سیم دوم ۱۰۰ میکرومتر، فاصله بین سیم‌ها بین ۸۰۰ تا ۹۰۰ میکرومتر، ورودی محلول حاوی ذرات فاصله ۲۰۰ تا ۳۰۰ میکرومتری از مرکز کانال، میدان خارجی اعمالی درون کانال ۰.۵ تسلا باشد (که این میدان با قرار دادن آهنربای B222G-N52 در فاصله ۳/۱ میلی‌متری از مرکز میکروکانال بدست می‌آید) و همچنین سیال با سرعت متوسط ۱۱ میلی‌متر بر ثانیه وارد کانال شود. با در نظر گرفتن پارامترهای سیستم مطرح شده برابر با مقادیر مشخص شده، توانستیم ذرات M-280 و M-450 را با بازده ۹۷ درصد درون میکروکانال جمع‌آوری کنیم به طوری که ذرات

بزرگتر، M-450، حول سیم اول و ذرات کوچکتر، M-280، حول سیم دوم جمع‌آوری شدند. در این سیستم، این مقادیر با هدف جمع‌آوری دو ذره خاص طراحی شده و پارامترهای آن بدست آمده است. با تغییر برخی از پارامترهای طراحی مانند قطر سیم‌ها و یا سرعت جریان سیال و یا شدت میدان مغناطیسی، می‌توان از این سیستم برای کاربردها و یا ذرات دیگر با مشخصات دیگر استفاده کرد.

کلمات کلیدی: میکروفلوئیدیک، میکروکانال، مگنتوفورسیس، جمع‌آوری میکروذرات

فهرست مطالب

۱	مقدمه	۱
۲	۱-۱ مقدمه	۱-۱
۲	۲-۱ دسته‌بندی تکنیک‌های میکروفلوئیدیک	۲-۱
۳	۱-۲-۱ روش‌های فعال	۱-۲-۱
۳	۲-۲-۱ روش‌های غیرفعال	۲-۲-۱
۳	۳-۱ پارامترهای ارزیابی سیستم‌های میکروفلوئیدیک	۳-۱
۴	۴-۱ میکروکانال	۴-۱
۴	۵-۱ مغناطیس	۵-۱
۶	۱-۵-۱ دیامغناطیس	۱-۵-۱
۶	۲-۵-۱ پارامغناطیس	۲-۵-۱
۷	۳-۵-۱ فرومغناطیس	۳-۵-۱
۸	۴-۵-۱ پاد فرومغناطیس	۴-۵-۱
۸	۵-۵-۱ فری مغناطیس	۵-۵-۱
۹	۶-۱ آهنربا	۶-۱
۱۰	۷-۱ مگنتوفورسیس	۷-۱
۱۲	۸-۱ ساختار پایان‌نامه	۸-۱
۱۳	مروری بر تحقیقات پیشین	۲
۱۴	۱-۲ مقدمه	۱-۲
۱۴	۱-۱-۲ روش‌های غیرفعال	۱-۱-۲
۱۷	۲-۱-۲ روش‌های فعال	۲-۱-۲
۱۹	۲-۲ مگنتوفورسیس	۲-۲
۱۹	۱-۲-۲ جداسازی	۱-۲-۲
۲۰	۲-۲-۲ جمع‌آوری	۲-۲-۲
۲۰	۳-۲-۲ متمرکز کردن	۳-۲-۲
۲۱	۴-۲-۲ کارهای عددی	۴-۲-۲
۲۱	۳-۲ نوآوری و توصیف مسئله	۳-۲

۲۳	هدف تحقیق و روش انجام تحقیق	۴-۲
۲۵	معادلات حاکم و شرایط مرزی	۳
۲۶	مقدمه	۱-۳
۲۶	معادلات حاکم بر میدان‌ها	۲-۳
۲۶	معادلات میدان جریان سیال	۱-۲-۳
۲۷	معادلات حاکم بر میدان مغناطیسی	۲-۲-۳
۲۸	معادلات حاکم بر حرکت ذره	۳-۳
۲۹	نیروی کشش هیدرودینامیک	۱-۳-۳
۳۲	نیروی مغناطیسی	۲-۳-۳
۳۵	معتبرسازی مدل عددی و استقلال از شبکه	۴
۳۶	مقدمه	۱-۴
۳۷	معتبرسازی مدل عددی	۲-۴
۳۸	نیروی مگنتوفورسیس تحلیلی	۱-۲-۴
۴۰	نیروی مگنتوفورسیس عددی	۲-۲-۴
۴۰	مقایسه نتایج تحلیلی و عددی	۳-۲-۴
۴۳	هندسه سیستم میکروفلوئیدیک	۳-۴
۴۴	استقلال از شبکه	۴-۴
۴۶	روش مدل‌سازی	۵-۴
۴۷	فرض کوچک بودن ذرات	۱-۵-۴
۴۸	اثر ذرات بر یکدیگر	۲-۵-۴
۵۳	ارزیابی و تحلیل نتایج	۵
۵۴	مقدمه	۱-۵
۵۴	نتایج برای حالت تک سیم	۲-۵
۵۴	میدان مغناطیسی اطراف سیم	۱-۲-۵
۵۶	اثر قطر سیم	۲-۲-۵
۵۸	اثر مکان اولیه ذره	۳-۲-۵
۵۸	اثر سرعت ورودی	۴-۲-۵
۶۱	اثر شدت میدان مغناطیسی	۵-۲-۵
۶۴	نتایج برای حالت زوج سیم	۳-۵
۶۴	اثر فاصله سیم‌ها	۱-۳-۵
۶۶	حرکت مجموعه ذرات	۲-۳-۵
۶۷	بازده بر اساس فاصله سیم‌ها	۳-۳-۵

۷۰ ۴-۳-۵ بازده بر اساس سرعت ورودی سیال

۷۱ ۶ جمع بندی

۷۵ مراجع

فهرست تصاویر

۵	۱-۱	چند نمونه میکروکانال استفاده شده در روش‌های غیرفعال
۶	۲-۱	چند نمونه میکروکانال استفاده شده در روش‌های فعال
۷	۳-۱	ماده دیامغناطیس در حضور میدان
۷	۴-۱	ماده پارامغناطیس در حضور میدان
۸	۵-۱	ماده فرومغناطیس در حضور میدان
۹	۶-۱	ماده پاد فرومغناطیس در حضور میدان
۹	۷-۱	ماده فری مغناطیس در حضور میدان
۱۲	۸-۱	چارچوب کلی مگنتوفورسیس
۱۶	۱-۲	نمونه سیستم‌های روش‌های غیرفعال
۱۸	۲-۲	نمونه سیستم‌های روش‌های فعال
۲۹	۱-۳	شماتیک نیروهای وارده بر هر ذره در دستگاه مگنتوفلوئیدیک
۳۲	۲-۳	شماتیک میکروذره به صورت کره همگن
۳۴	۳-۳	شماتیک جهت نیروی مگنتوفورسیس
۳۸	۱-۴	مدل اعتبارسنجی
۳۹	۲-۴	طرز قرار گرفتن سیم درون میدان‌ها
۴۱	۳-۴	مقایسه نیروی مگنتوفورسیس عددی و تحلیلی
۴۲	۴-۴	مقایسه نیروی مگنتوفورسیس عددی و تحلیلی
۴۳	۵-۴	نمایش سیستم از نماهای مختلف و ابعاد هندسی آن
۴۵	۶-۴	مسیر حرکت یک ذره برای شبکه با اندازه‌های مختلف
۴۶	۷-۴	شبکه‌بندی میکروکانال و اطراف سیم
۴۹	۸-۴	مقایسه کوپل یکطرفه و کوپل دوطرفه
۵۰	۹-۴	نیروی برهم‌کنش مغناطیسی بین ذرات
۵۲	۱۰-۴	رفتار مجموعه ذرات ناشی از نیروی مغناطیسی بین آن‌ها
۵۴	۱-۵	توزیع میدان مغناطیسی حول سیم
۵۵	۲-۵	شدت و گرادیان میدان مغناطیسی در گذر از سیم

۵۷	۳-۵	اثر قطر سیم بر حرکت ذره
۵۹	۴-۵	اثر مکان اولیه بر مسیر حرکت ذره
۶۰	۵-۵	اثر سرعت ورودی سیال بر حرکت ذره
۶۲	۶-۵	اثر شدت میدان مغناطیسی بر حرکت ذره
۶۳	۷-۵	نحوه قرارگیری آهنرباها
۶۵	۸-۵	میدان حول زوج سیم با فاصله
۶۶	۹-۵	حرکت ذره M-280 به ازای فواصل مختلف بین سیم‌ها
۶۸	۱۰-۵	حرکت تجمعی ذرات درون میکروکانال
۶۹	۱۱-۵	بازده هر سیم بر حسب فاصله بین سیم‌ها
۷۰	۱۲-۵	بازده هر سیم بر حسب سرعت ورودی سیال

فهرست جداول

۳۷	۱-۴ مقادیر پارامترهای مساله
۴۶	۲-۴ اطلاعات مربوط به هریک از شبکه‌ها

فهرست علائم

L	[m]	طول میکروکانال
W	[m]	عرض میکروکانال
T	[m]	ضخامت میکروکانال
ρ_f	[kg/m ³]	چگالی سیال
η	[Pa.s]	ویسکوزیته سیال
u_f	[m/s]	سرعت سیال
$\bar{U}_{in}$	[m/s]	سرعت متوسط ورودی سیال
$\bar{u}_f$	[m/s]	سرعت متوسط سیال
μ_f	[1]	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی سیال
V_p	[m ³]	حجم ذره
u_p	[m/s]	سرعت ذره
m_p	[kg]	جرم ذره
r_p	[m]	شعاع ذره
d_p	[m]	قطر ذره
ρ_p	[kg/m ³]	چگالی ذره
μ_p	[1]	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی ذره
D	[C/m ²]	جابجایی الکتریکی
E	[V/m]	میدان الکتریکی
H	[A/m]	شدت میدان مغناطیسی
J	[A/m ²]	چگالی جریان الکتریکی
B	[T]	چگالی شار مغناطیسی

Re [1]	عدد رینولدز جریان
D_h [m]	قطر هیدرولیکی کانال
A_c [m ²]	مساحت سطح مقطع کانال
P_c [m]	محیط تر شده کانال
g [m/s ²]	شتاب گرانش زمین
(r, θ) [m, rad]	مولفه‌های مختصات استوانه‌ای
φ [A]	پتانسیل اسکالر مغناطیسی
F_m [N]	نیروی مغناطیسی
F_d [N]	نیروی درگ هیدرودینامیک
F_g [N]	نیروی گرانش
F_b [N]	نیروی شناوری
F_l [N]	نیروی برآ هیدرودینامیک
F_{pp} [N]	نیروی برهم‌کنش مغناطیسی ذرات
F_{df} [N]	نیروی درگ اصطکاکی
F_{dp} [N]	نیروی درگ فشاری
F_{mx} [N]	مولفه افقی نیروی مغناطیسی
F_{my} [N]	مولفه عمودی نیروی مغناطیسی
C_d [1]	ضریب درگ جسم
A [m ²]	سطح مقطع جسم
v [m/s]	سرعت نسبی جسم
C_w [1]	ثابت اثر دیواره
δ_w [m]	فاصله اثر دیواره
ρ_e [C/m ³]	چگالی بار الکتریکی

χ [1]	حساسیت مغناطیسی
m_{eff} [A/m ²]	گشتاور مغناطیسی موثر ذره
H_o [A/m]	شدت میدان مغناطیسی خارجی
B_o [T]	چگالی شار مغناطیسی میدان خارجی
K [1]	ضریب مغناطیسی کلازیوس-موسوتی
μ_w [H/m]	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی سیم
M_{ws} [A/m]	مغناطیسی پذیری اشباع سیم
a [m]	شعاع سیم
d_w [m]	قطر سیم
(x_0, y_0) [m, m]	مکان اولیه ذره
δ_x [m]	فاصله افقی بین ذرات
δ_y [m]	فاصله عمودی بین ذرات
M [A/m]	مغناطیس پذیری
d_H [m]	فاصله افقی بین سیم‌ها
σ [Pa]	تانسور تنش ویسکوز
F_{body} [N]	نیروی خارجی وارد بر سیال
P [Pa]	تانسور فشار
τ [Pa]	تانسور تنش برشی
I [1]	ماتریس واحد
ϵ [1]	گرش برشی در سیال
t [s]	زمان
ϵ_0 [F/m]	نفوذپذیری الکتریکی خلاء
μ_0 [H/m]	نفوذپذیری مغناطیسی خلاء

فصل ۱

مقدمه

۱-۱ مقدمه

جداسازی و جمع‌آوری ذرات در مقیاس میکرو از اهمیت بالایی در آنالیزهای شیمیایی و بیولوژیکی در زمینه‌های درمانی، ارزیابی‌های غذایی و ... برخوردار است.

با در نظر گرفتن ویژگی‌های خاص و منحصر به فرد ذرات، روش‌ها و تکنیک‌های متفاوتی برای جمع‌آوری دقیق و سریع ذرات می‌تواند پایه گذاری شود. پیشرفت‌های حاصله در این روش‌ها، این امکان را می‌دهد که با بهره‌گیری از مزایای آن در جمع‌آوری و جداسازی سلول‌ها و یا ذرات در مقیاس میکرو استفاده کرد.

جداسازی مبتنی بر این روش‌ها نمونه‌های کوچک‌تر و کم‌تری را برای انجام فرآیند آزمایش طلب می‌کند که این امر در کاهش هزینه‌ها و زمان، امری مهم محسوب می‌شود. همچنین کوچکتر شدن ابعاد دستگاه‌ها، امکان همگام‌سازی چندین فرآیند را برای رسیدن به خلوص و بازدهی بیشتر فراهم می‌کند.

در حالت کلی تمام روش‌ها و تئوری‌های بکار رفته که مبتنی بر این تکنولوژی هستند، به دو دسته فعال^۱ و غیرفعال^۲ تقسیم می‌شوند. در روش‌های غیرفعال جداسازی بر حسب خواص ذرات و مشخصه‌های فیزیکی آن‌ها و تأثیرات آن‌ها بر یکدیگر، ساختار کانال و ... انجام می‌شود و هیچ نیروی خارجی بر آن اثر نمی‌کند. در مقابل در روش‌های فعال، از انواع میدان‌های خارجی برای جداسازی و جمع‌آوری بهتر با بازدهی بالاتر استفاده می‌شود.

۲-۱ دسته‌بندی تکنیک‌های میکروفلوئیدیک

جداسازی و جمع‌آوری سلول‌ها و ذرات یکی از فرآیندهای بسیار مهم پزشکی می‌باشد که در زمینه‌های تحقیقاتی و درمانی این عمل بر اساس خواص فیزیکی و هندسی سلول‌ها انجام می‌شود. به عنوان مثال برخی بیماری‌ها نتیجه تغییرات فیزیکی سلول‌ها می‌باشد که جمع‌آوری این سلول‌های تغییر یافته در شناسایی و بهبود بیماری نقش مهمی ایفا می‌کند [۱، ۲]. برای مثال بیماری مالاریا با تغییر ماهیت فیزیکی گلبول‌های سفید باعث سخت‌تر شدن آن‌ها شده و با مسدود کردن مویرگ مانع جریان خون می‌شود [۳].

در تحقیقات صنعتی و مواد غذایی و محصولات بیولوژیکی و شیمیایی می‌توان از این روش‌ها برای جداسازی و جمع‌آوری سلول‌ها، ذرات، قطرات و موجودات بیولوژیکی استفاده کرد که این کار می‌تواند بر حسب اندازه، شکل و خواص آن‌ها صورت پذیرد [۴].

جداسازی ذرات در محدوده وسیعی از فرآیندهای کاربردی از جمله تجزیه و تحلیل بیو-لوژیکی، فرآوری مواد معدنی و مواد شیمیایی مورد استفاده قرار گرفته است [۴، ۵]. برای مثال، فعالیت‌های باکتری‌های مضر در مواد غذایی مورد بررسی قرار گرفته و به کمک این

¹Active

²Passive

روش‌ها از ورود آن‌ها جلوگیری شده است [۶، ۷]. همچنین در کاربردهای درمانی می‌توان از این روش‌ها برای جداسازی سلول‌های سالم از سلول‌های ناسالم استفاده کرد [۸، ۹].

۱-۲-۱ روش‌های فعال

روش‌های فعال از میدان‌های خارجی برای رسیدن به هدف خود استفاده می‌کنند. این میدان خارجی می‌تواند میدان ناشی از پدیده‌های آکوستیک [۱۰]، الکتریک [۱۱، ۱۲]، حرارت [۱۳] و یا میدان مغناطیسی [۱۴] باشد.

۲-۲-۱ روش‌های غیرفعال

در روش‌های فعال، هیچگونه میدان خارجی بر سیستم وارد نمی‌شود و در این روش‌ها از ساختار و شکل هندسی میکروکانال، خواص ذرات و نیروی برهم‌کنش بین آن‌ها برای رسیدن به هدف سیستم بهره گرفته می‌شود. متمرکز کردن فشار سیال^۱ [۱۵]، اینرسی^۲ [۱۶]، جابجایی جانبی^۳ [۱۷] و روش فیلتراسیون^۴ [۱۸] از جمله روش‌های غیرفعال در زمینه میکروفلوئیدیک می‌باشند.

۳-۱ پارامترهای ارزیابی سیستم‌های میکروفلوئیدیک

برای بررسی کارایی سیستم‌های میکروفلوئیدیک که به منظور جداسازی و جمع‌آوری میکرو-ذرات مورد استفاده قرار می‌گیرند نیاز به تعریف پارامترهایی است که بتوان به کمک آن‌ها، کارایی این سیستم‌ها را بر حسب این پارامترها بیان کرد. این پارامترها عبارتند از: بازدهی^۵، خلوص^۶، غنی‌سازی^۷ و توان زمانی^۸.

بازده: نسبت ذرات هدف در خروجی به ذرات هدف در ورودی، که طبق این تعریف داریم:

$$yield = \frac{Target\ cells\ (output)}{Target\ cells\ (input)} \quad (1-1)$$

خلوص: نسبت ذرات هدف در خروجی به کل ذرات در خروجی. طبق این تعریف داریم:

$$purity = \left(\frac{Target\ cells}{All\ cells} \right)_{output} \quad (2-1)$$

¹Pinched Flow Fractionation

²Inertia

³Deterministic Lateral Displacement

⁴Filtration

⁵Yield

⁶Purity

⁷Enrichment

⁸Throughput

غنی‌سازی: نسبت کسر ذرات هدف در خروجی به کسر ذرات هدف در ورودی. طبق این تعریف داریم:

$$\text{enrichment} = \frac{(Target\ cells/background\ cells)_{output}}{(Target\ cells/background\ cells)_{input}} \quad (3-1)$$

توان زمانی: سرعت پردازش یک نمونه توسط سیستم است. این پارامتر معمولاً به صورت نرخ جریان حجمی و یا تعداد ذرات پردازش شده در واحد زمان گزارش می‌شود [۱۹].

۴-۱ میکروکانال

در دهه‌های اخیر فناوری ابزارهای میکرو و نانو و همچنین کاربردها و استفاده‌های آن‌ها پیشرفت زیادی داشته است. میکروکانال‌ها یکی از اجزای مهم این سیستم‌ها هستند. میکرو-کانال‌ها با هدف بستر حرکت سیال ساخته می‌شوند که این حرکت سیال می‌تواند در آن انتقال حرارت، حرکت ذرات، حرکت سلول‌ها یا مثلاً حرکت خون در مویرگ را شبیه‌سازی کند. همین امر باعث شده که توجه ویژه‌ای در زمینه ساخت و کاربرد میکروکانال صورت گیرد. اولین بار توسط تاکرمن^۱ و پییز^۲ روشی کارآمد برای طراحی میکروکانال حاوی جریان آرام و توسعه یافته پیشنهاد شد. میکروکانال، در علم میکروفناوری به کانال‌هایی گفته می‌شود که قطر هیدرولیکی آن‌ها کمتر از ۱ میلی‌متر باشد. اکثر کاربرد میکروکانال، هدایت سیال (میکروسیال) و یا انتقال حرارت (میکرومبدل‌های حرارتی) است. عموماً چون قطر هیدرولیکی میکروکانال بسیار کوچک است (کمتر از ۱ میلی‌متر)، عدد رینولدز این جریان‌ها کوچک بوده و در نتیجه جریان درون میکروکانال، جریان آرام است. غالب روش‌های دینامیک سیالات محاسباتی CFD برای مطالعه جریان درون میکروکانال، بر پایه معادلات ناویر-استوکس یا اولر هستند. چند نمونه میکروکانال در شکل‌های زیر آورده شده است.

۵-۱ مغناطیس

مغناطیس^۳ واژه‌ای است که برای نشان دادن پاسخ میکروسکوپی ماده نسبت به یک میدان مغناطیسی^۴ خارجی بکار می‌رود و فاز مغناطیسی ماده را نسبت به این پاسخ دسته‌بندی می‌نماید. برای مثال، شناخته شده‌ترین فاز مغناطیس، فرومغناطیس^۵ است که در آن ماده میدان پایدار مغناطیسی را در خود ایجاد می‌کند. نیکل، کروم، آهن، گارولینیوم و آلیاژهایشان جزء این دسته‌اند. البته همه مواد نسبت به میدان مغناطیسی خارجی از خود پاسخی نشان

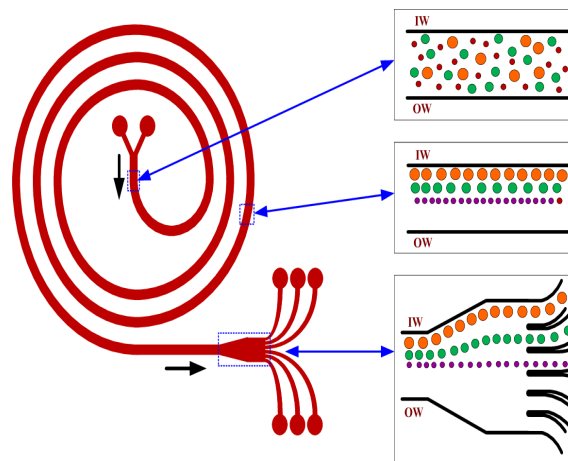
¹Tuckerman

²Pease

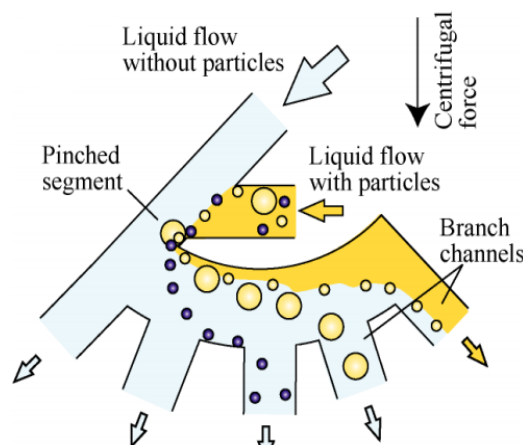
³Magnetism

⁴Magnetic field

⁵Ferromagnetism



(آ) روش اینرسی سیال [۲۰]



(ب) روش فشار سیال [۲۱]

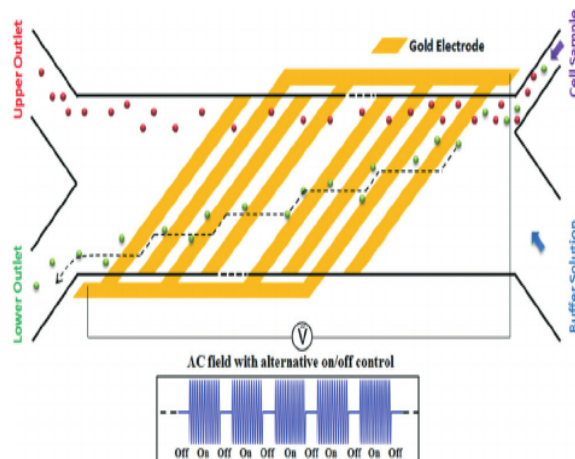
شکل ۱-۱: نمونه میکروکانال استفاده شده در روش‌های غیرفعال

می‌دهند. برخی مواد مانند مواد پارامغناطیس^۱ جذب میدان می‌شوند و برخی دیگر مانند مواد دیامغناطیس^۲ از میدان رانده می‌شوند. اثر میدان مغناطیسی بر برخی مواد قابل چشم‌پوشی است که آن‌ها را غیرمغناطیس می‌نامند مانند آلومینیوم، مس، آب. یک ماده می‌تواند چندین فاز مغناطیسی داشته باشد، زیرا دما، فشار و شدت میدان بر فاز مغناطیس اثر گذار خواهد بود.

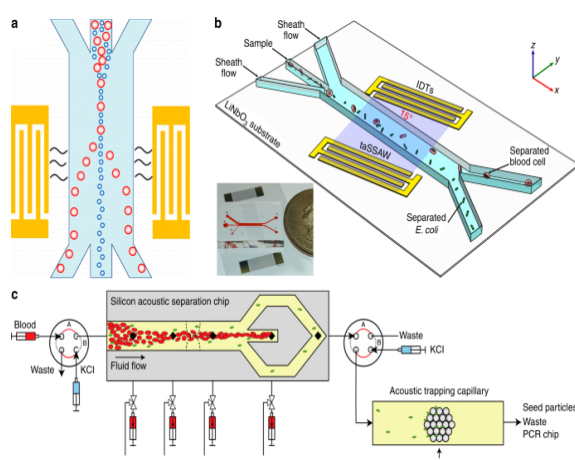
با توجه به ساختار اتمی مواد، می‌توان رفتار مغناطیسی آن‌ها توصیف کرد. می‌دانیم که حرکت بارهای الکتریکی، میدان مغناطیسی تولید می‌کند. از اینرو با توجه به اینکه الکترون دارای بار الکتریکی است، لذا حرکت آن به دور هسته اتم سبب ایجاد میدان مغناطیسی در اطراف آن می‌شود. هر الکترون شامل دو مدل حرکت اسپینی (چرخش به دور خود) و حرکت اوربیتالی (چرخش به دور هسته) می‌باشد. در هر یک از این حالات، الکترون یک میدان مغناطیسی ایجاد می‌کند. با توجه نحوه اثر گذرای میدان مغناطیسی هر الکترون بر میدان

¹Paramagnetism

²Diamagnetism



(آ) روش دی‌الکتروفورسیس [۲۲]



(ب) روش آکوستوفورسیس [۲۳]

شکل ۱-۲: نمونه میکروکانال استفاده شده در روش‌های فعال

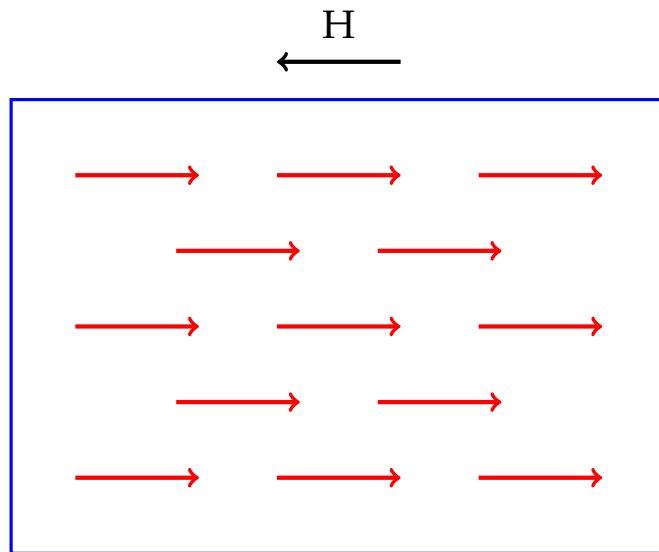
مغناطیسی سایر الکترون‌ها، ذرات از نظر مغناطیسی به انواع مختلفی تقسیم بندی می‌شوند.

۱-۵-۱ دیامغناطیس

موادی هستند که با قرار گرفتن آن‌ها درون میدان مغناطیسی، جهت قرارگیری الکترون‌ها درون آن‌ها به گونه‌ای تغییر میکند که در خلاف جهت میدان خارجی قرار گرفته و با آن مخالفت می‌کند. مواد دیامغناطیس توسط هر دو قطب آهنربا دفع می‌شوند. جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی این مواد در حضور میدان مغناطیسی خارجی در شکل ۱-۳ نشان داده شده است. مس، نقره، طلا و سیلیسیم جزء این دسته از موادند.

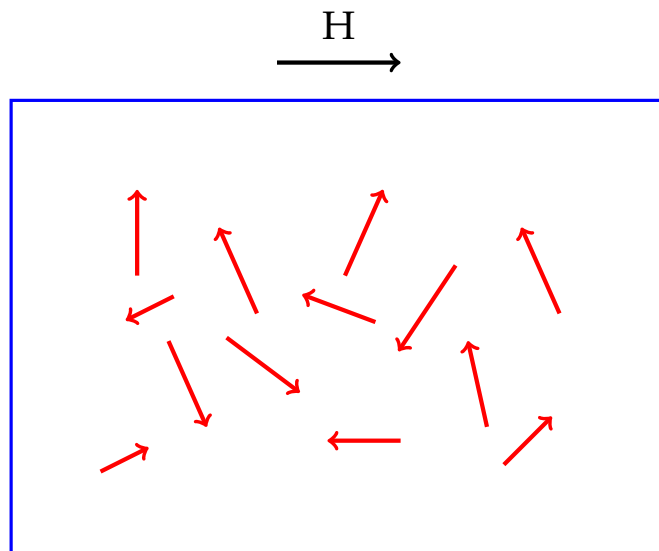
۲-۵-۱ پارامغناطیس

این مواد، دارای الکترون‌های جفت نشده‌ای هستند که اگر در معرض میدان مغناطیسی خارجی قرار گیرند، در جهت میدان خارجی قرار گرفته و با هم همسو شده و آنرا تقویت می‌کنند.



شکل ۱-۳: جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی ماده دیامغناطیس در حضور میدان خارجی

در نتیجه این مواد در میدان مغناطیسی جذب می‌شوند. با حذف میدان خارجی، الکترون‌ها به حالت اولیه خود برگشته و میدان القایی درون ماده از بین می‌رود. جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی این مواد در حضور میدان مغناطیسی خارجی در شکل ۱-۴ نشان داده شده است. تیتانیوم، آلومینیوم و برخی از آلیاژهای مس از این دسته مواد هستند.

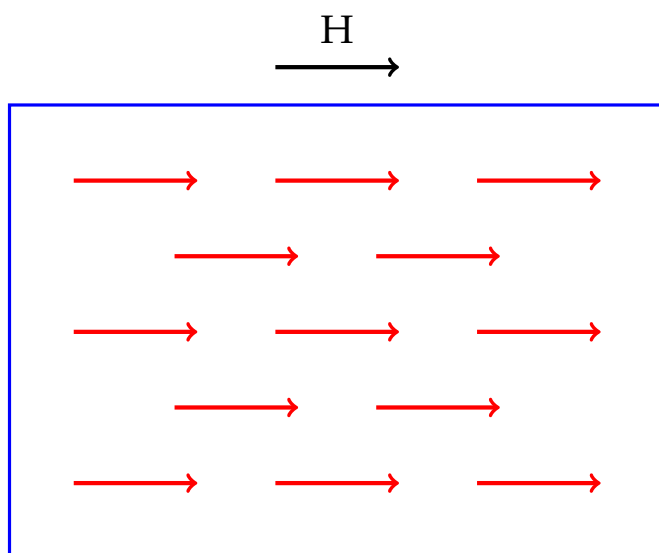


شکل ۱-۴: جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی ماده پارامغناطیس در حضور میدان خارجی

۱-۵-۳ فرومغناطیس

این مواد نیز دارای الکترون‌های جفت نشده‌ای هستند که تمایل دارند با هم همسو شوند. اعمال میدان مغناطیس خارجی به این مواد باعث هم جهت شدن گشتاورهای مغناطیسی درون آن‌ها با یکدیگر و با میدان خارجی نیز می‌گردد. نتیجه ایجاد یک میدان مغناطیسی

القایی نسبتاً شدید درون ماده است. با همسو شدن الکترون‌های جفت نشده، گشتاورهای مغناطیسی در این مواد پایدار بوده و با حذف میدان خارجی از بین نمی‌روند، در نتیجه ماده به یک آهنربای دائمی تبدیل می‌شود. جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی این مواد در حضور میدان مغناطیسی خارجی در شکل ۱-۵ نشان داده شده است. آهن، نیکل و کبالت و برخی از آلیاژهای آن‌ها جزء این دسته‌اند.



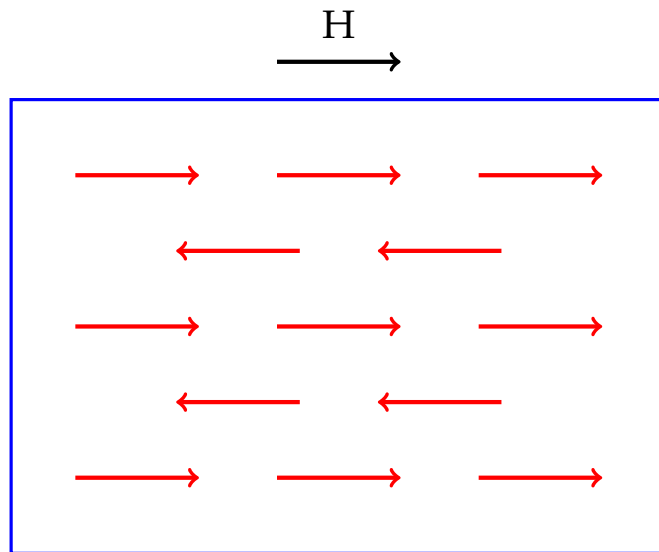
شکل ۱-۵: جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی ماده فرومغناطیس در حضور میدان خارجی

۴-۵-۱ پاد فرومغناطیس

در این مواد، نحوه جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی اتم‌های مجاور به گونه‌ای است که اثر یکدیگر را خنثی کرده و مغناطش خالص در این مواد صفر است. با قرار گرفتن این مواد در میدان مغناطیسی خارجی، گشتاورهای مغناطیسی همسو با میدان خارجی اندکی تقویت شده و ماده خاصیت مغناطیسی نسبتاً ضعیفی پیدا می‌کند. جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی این مواد در حضور میدان مغناطیسی خارجی در شکل ۱-۶ نشان داده شده است. منگنز، کروم و منگنز اکسید جزء این دسته مواد هستند.

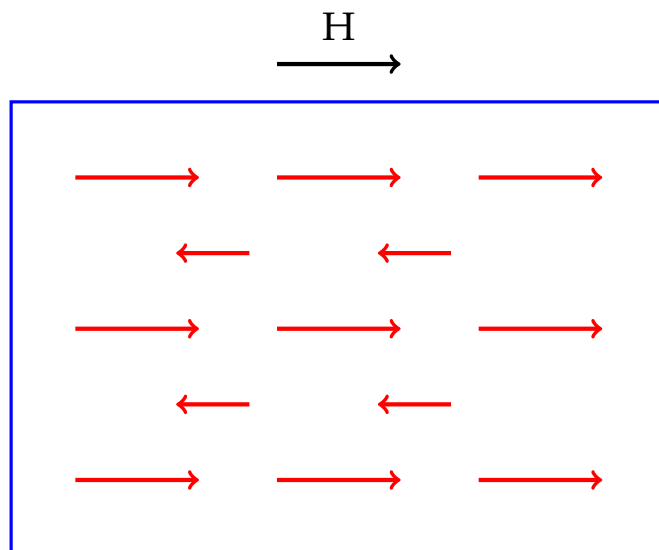
۵-۵-۱ فری مغناطیس

در این مواد نیز، همچون مواد آنتی فرومغناطیس، جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی اتم‌های مجاور خلاف جهت یکدیگرند، اما از نظر اندازه با هم برابر نیستند و تمام گشتاورها خنثی نمی‌شوند. اعمال میدان مغناطیسی خارجی به این مواد سبب می‌شود که تمام گشتاورهای مغناطیسی اتم‌ها با میدان خارجی همسو شوند و میدان خارجی را تقویت کنند. این مواد با حذف میدان خارجی خاصیت مغناطیسی خود را حفظ کرده و مغناطیسی باقی می‌مانند و تبدیل به آهنربای دائمی می‌شوند. جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی این مواد در حضور



شکل ۱-۶: جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی ماده پاد فرومغناطیس در حضور میدان خارجی

میدان مغناطیسی خارجی در شکل ۱-۷ نشان داده شده است. اکسید آهن نمونه‌ای از این دسته است.



شکل ۱-۷: جهت‌گیری گشتاورهای مغناطیسی ماده فری مغناطیس در حضور میدان خارجی

۱-۶ آهنربا

آهنرباها به دو دسته آهنرباهای دائمی و آهنرباهای الکتریکی تقسیم‌بندی می‌شوند. آهنربای الکتریکی به میدان الکتریکی نیاز دارد. این آهنربا عموماً با عبور دادن جریان الکتریکی از یک سیم‌پیچ که در مرکز آن هسته آهنی قرار دارد ساخته می‌شود. با حذف میدان الکتریکی، این آهنربا مغناطیسی خود را از دست می‌دهد. آهنربای دائمی، موادی هستند که به آن‌ها میدان مغناطیسی شدیدی اعمال شده و مغناطیسی شده‌اند و این اثر مغناطیسی را برای مدت زمان

نسبتاً طولانی حفظ می کنند. از آهنرباها به طور گسترده‌ای در محصولاتتی که به طور روزمره با آنها سر و کار داریم استفاده شده‌اند. به عنوان مثال می توان به بلندگو، تلفن، میکروفون، اتومبیل و ... اشاره کرد.

۷-۱ مگنتوفورسیس

مگنتوفورسیس، به پدیده حرکت ذرات درون میدان مغناطیسی گفته می شود. این پدیده همچنین به دو بخش مثبت^۱ و منفی^۲ تقسیم می شود. مگنتوفورسیس مثبت به حرکت ذرات مغناطیسی درون ماده دیامغناطیس و مگنتوفورسیس منفی به حرکت ذرات دیامغناطیس درون یک ماده مغناطیسی گفته می شود. مگنتوفورسیس در یک گرادیان میدان مغناطیسی یا گرادیانی در مغناطیس پذیری^۳ محیط اطراف یا ترکیبی از هر دو صورت می گیرد. هدف اصلی مگنتوفورسیس، کنترل موثر تعداد زیادی از ذرات نمونه در یک بازه زمانی کوتاه است. نفوذپذیری مغناطیسی^۴، چگالی شار مغناطیسی^۵ و حساسیت مغناطیسی^۶ پارامترهای مهم برای طراحی و بهینه سازی کاربردهای پدیده مگنتوفورسیس هستند. مگنتوفورسیس نسبت به سایر روش های فعال کنترل ذرات مزیت هایی دارد. به عنوان مثال، الکتروفورسیس به یک میدان الکتریکی با تماس مستقیم سیم ها نیاز دارد که سبب ایجاد گرما و الکترولیز در ماده می شود.

مگنتوفورسیس یک روش غیرتماسی برای کنترل ذرات است. این روش بر خواص محلول نمونه از جمله مقدار pH، غلظت یونی، بار سطحی و دما تاثیر نمی گذارد. علاوه بر این، عملیات آسان، هزینه پایین و همچنین طراحی ساده این روش را گزینه ای بهتر نسبت به سایر روش ها نشان می دهد.

میدان مغناطیسی را می توان با آهنربای دائمی و یا آهنربای الکتریکی تولید کرد. آهنربای دائمی میدان مغناطیسی نسبتاً شدیدی تولید می کند اما با توجه به محدودیت اندازه، گرادیان میدان مغناطیسی حاصله نسبت به آهنربای الکتریکی ضعیف تر است. استفاده از قطعات باریک شونده یا قطب های مغناطیسی می تواند این گرادیان را افزایش دهد. آهنربای دائمی برای دستگاه های قابل حمل، زمانی که میدان الکتریکی خارجی در دسترس نباشد، مناسب است. همچنین ساخت دستگاهی که با آهنربای دائمی کار می کند آسان تر است و نیاز به پیچیدگی های آهنربای الکتریکی ندارد. برای ایجاد گرادیان میدان مغناطیسی به یک میدان مغناطیسی غیریکنواخت نیاز است. اگر اندازه آهنربا نسبت به اندازه ابزار میکروفلوئیدیک بزرگ باشد، میدان مغناطیسی ایجاد شده شبه یکنواخت است که میتواند ذرات یا سیال را مغناطیسی کند

¹Positive magnetophoresis

²Negative magnetophoresis

³Magnetization

⁴Magnetic permeability

⁵Magnetic flux density

⁶Magnetic susceptibility

اما هیچ نیرویی به آن‌ها اعمال نمی‌شود.

حساسیت مغناطیسی ذره و محیط یک پارامتر مهم برای مگنتوفورسیس است. با توجه به حساسیت مغناطیسی آن‌ها، χ ، مواد به سه دسته فرومغناطیس ($\chi > 0$)، پارامغناطیس ($\chi > 0$) و دیامغناطیس ($\chi < 0$) تقسیم می‌شوند. ماده با جنس فرومغناطیس به سمت میدان مغناطیسی جذب می‌شود مانند آهن، کبالت و نیکل. مواد دیامغناطیسی محلول در ماده پارامغناطیس از میدان مغناطیسی شدید دفع می‌شوند. اکثر نمونه‌های بیولوژیکی مانند سلول‌ها، و پروتئین‌ها دیامغناطیس هستند. مواد پارامغناطیس مانند اکسیژن، پلاتینیم و منگنز نیز به سمت شار مغناطیسی بیشتر جذب می‌شوند. اما این مواد با حذف میدان مغناطیسی خارجی خاصیت مغناطیسی خود را از دست می‌دهند. سلول‌های قرمز خون نمونه‌ای از پارامغناطیس طبیعی است.

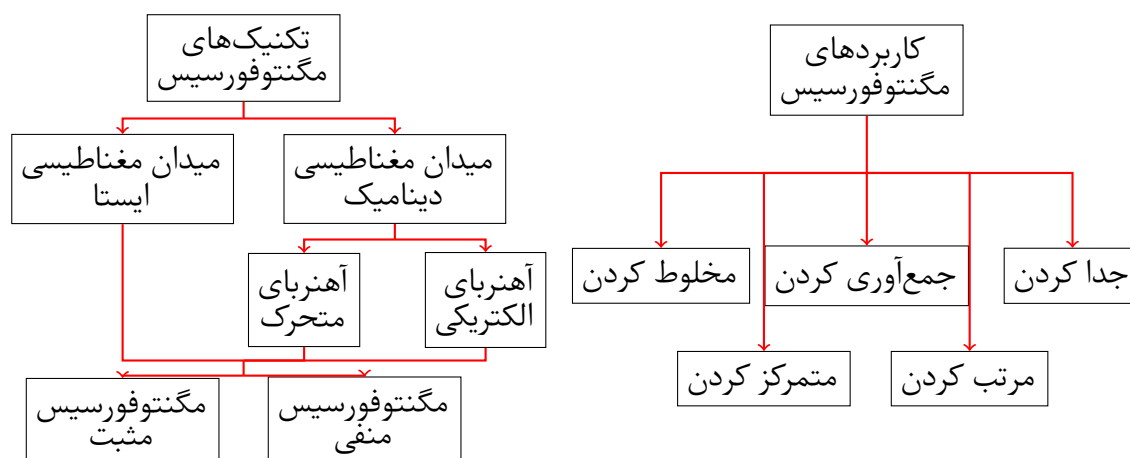
همانطور که گفته شد، حرکت ذرات در میدان مغناطیسی بر حسب اختلاف خواص مغناطیسی ذرات و ماده اطراف آن‌ها به دو دسته مگنتوفورسیس مثبت و مگنتوفورسیس منفی تقسیم می‌شود. مگنتوفورسیس مثبت برای ذرات پارامغناطیس محلول در ماده دیامغناطیس مانند آب اتفاق می‌افتد. مگنتوفورسیس مثبت ذرات پارامغناطیس را به سمت میدان مغناطیسی بیشتر هدایت می‌کند که از این ویژگی می‌توان برای جداسازی، جمع‌آوری و یا ترکیب کردن آن‌ها استفاده کرد. از مگنتوفورسیس منفی می‌توان برای هدایت و جداسازی نمونه‌های بیولوژیکی که با دانه‌های مغناطیسی برچسب‌دار شده‌اند استفاده کرد. ذرات مغناطیسی که برای برچسب‌دار کردن سلول‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند، می‌توانند سائیزی از چند نانومتر تا چند میکرومتر داشته باشند. این ذرات از این جهت مورد استفاده قرار می‌گیرند که نسبت سطح به حجم بالا و سطح قابل کنترلی دارند که هدایت سلول‌ها و مولکول‌های بیولوژیکی هدف را آسان می‌کند. در این روش انتخاب نانوذرات مناسب برای رسیدن به هدف مطلوب امری ضروری است. به عنوان مثال ذرات نانومتری برای برچسب‌دار کردن سلول‌ها با غلظت بالا مناسب است و ذرات میکرومتری برای سلول‌هایی مانند سلول‌های تومور در گردش^۱.

مگنتوفورسیس منفی یک رویکرد بدون برچسب برای کنترل ذرات مغناطیسی که درون سیال پارامغناطیس حل شده‌اند می‌باشد. در یک ماده پارامغناطیس، ذرات دیامغناطیس با حساسیت مغناطیسی χ_p نقش چاله مغناطیسی را دارند. اگر این سیستم در معرض گرادیان میدان مغناطیسی خارجی قرار گیرد، اختلاف حساسیت مغناطیسی بین ذرات دیامغناطیس و محلول پارامغناطیس، نیروی مگنتوفورسیس منفی به ذرات وارد می‌کند که ذرات را از آهنربا دور می‌کند. یک ذره دیامغناطیس که در محلول پارامغناطیس قرار دارد، به سمت میدان مغناطیسی کمتر حرکت می‌کند. طبق همین اصل، می‌توان از مگنتوفورسیس منفی برای هدایت، ترکیب، جداسازی و جمع‌آوری ذرات استفاده کرد. برای مگنتوفورسیس منفی، یک محلول پارامغناطیس نیاز است. از جمله سیالات پارامغناطیس، فروسیال‌ها (نانوذرات آهن معلق در مایع) هستند.

^۱CTC/s

هر دو حالت میدان مغناطیسی پایا و ناپایا می‌توانند مگنتوفورسیس مثبت یا منفی القا کنند. یک میدان مغناطیسی ناپایا می‌تواند توسط آهنربای دائمی متحرک یا آهنربای الکتریکی قابل کنترل ایجاد شود. عموماً، آهنربای دائمی را می‌توان با موتور الکتریکی جابجا کرد تا میدان مغناطیسی ناپایا ایجاد شود. آهنرباهای الکتریکی می‌توانند از میدان‌های الکتریکی متناوب (سیم‌پیچ‌ها) به دست آیند. در این حالت شدت میدان را می‌توان با بزرگی و فرکانس منبع جریان کنترل کرد.

شکل ۸-۱: چارچوب کلی پدیده مگنتوفورسیس را نشان می‌دهد.



شکل ۸-۱: چارچوب کلی مگنتوفورسیس

۸-۱ ساختار پایان‌نامه

این تحقیق شامل ۶ فصل می‌باشد. در فصل اول به توضیح و تشریح برخی مفاهیم اولیه و مقدماتی پرداخته‌ایم. در فصل دوم به بررسی تعدادی از کارهای انجام شده در زمینه سیستم‌های میکروفلوئیدیک پرداخته و در رابطه با هر کدام مثال‌هایی آورده شده است. در فصل سوم معادلات ریاضی که بر سیستم مورد نظر در این تحقیق حاکم می‌باشد، بیان شده است. در فصل چهارم روش‌های حل این معادلات مورد بررسی قرار گرفته که ابتدا به بررسی میزان اعتبار و صحت نتایج پرداخته شده، عدم وابستگی نتایج حل به تعداد شبکه بررسی شده و سپس فرض‌هایی که در این تحقیق در نظر گرفته‌ایم، مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. در فصل پنجم، سیستم برای حالات مختلف شبیه‌سازی شده و نتایج بدست آمده تحلیل شده است. نهایتاً در فصل ششم نتایج جمع‌بندی شده و هندسه نهایی سیستم مشخص شده است.

فصل ۲

مروری بر تحقیقات پیشین

۱-۲ مقدمه

در فصل قبل، مختصری درباره انواع روش‌های استفاده شده در دستگاه‌های میکروفلوئیدیک با هدف جداسازی، مخلوط کردن، مرتب کردن، جمع‌آوری و هدایت میکروذرات درون میکرو-کانال توضیح داده شد و اشاره شد که با توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد ذرات، می‌توان روشی دقیق و سریع برای جداسازی و جمع‌آوری ذرات انتخاب نمود.

در سیستم‌های میکروفلوئیدیک، از این رو که نیاز به حجم کمتری از نمونه دارند، هزینه‌ها و زمان لازم برای تجزیه و تحلیل آن‌ها کاهش می‌یابد. همچنین به دلیل کوچک بودن اندازه این سیستم‌ها، می‌توان چندین فرآیند را بر روی یک دستگاه به صورت مجتمع و همگام پیاده‌سازی کرد.

در زمینه جمع‌آوری و جداسازی میکروذرات یا سلول‌ها درون میکروکانال مطالعات فراوانی انجام شده است که برخی از آن‌ها در ادامه بررسی می‌شود.

همانطور که گفته شد، روش‌های جداسازی میکروذرات را می‌توان به دو دسته کلی فعال و غیرفعال تقسیم کرد. در اینجا برخی از این روش‌ها مورد بررسی قرار گرفته‌اند. در روش‌های فعال از یک میدان خارجی برای انجام فرآیند استفاده می‌شود که این میدان می‌تواند شامل الکتریکی، مغناطیسی، آکوستیکی و یا اپتیکی باشد. در روش‌های غیرفعال هیچگونه میدان خارجی به سیستم اعمال نشده و فرآیند با استفاده از ساختار میکروکانال و میدان جریان و خواص ذرات صورت می‌گیرد [۲۴].

برتری روش‌های غیرفعال نسبت به روش‌های فعال عدم وابستگی به میدان خارجی است. اما در مقابل نسبت به روش‌های فعال، بازده پایین‌تری دارند. در نتیجه استفاده از روش‌های غیرفعال زمانی مناسب است که فراهم کردن انرژی خارجی لازم برای روش فعال میسر نباشد و همچنین بازده نسبتاً پایین قابل قبول باشد.

۱-۱-۲ روش‌های غیرفعال

در این بخش به بررسی انواع روش‌های جداسازی ذرات مبتنی بر تکنیک غیرفعال می‌پردازیم. همانطور که گفته شد در این روش‌ها از خواص فیزیکی ذرات، برهم‌کنش بین آن‌ها، چگونگی حرکت سیال و خواص آن و ساختار کانال در جداسازی بهره گرفته می‌شود.

فشار سیال

یکی از روش‌های جداسازی غیرفعال که با استفاده از خواص فیزیکی سیال برای جداسازی میکروذرات بر حسب اندازه آن‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش متمرکز کردن فشار سیال (PFF¹) می‌باشد.

¹Pinched Flow Fractionation

در این روش سیالی حاوی ذراتی که باید جدا شوند با دبی مشخصی وارد کانالی می‌شود که در قسمتی از آن یک بخش متمرکز کننده جریان قرار دارد (شکل ۲-۱ (آ)). همچنین این کانال دارای دو ورودی بوده که از یکی از آن‌ها فقط سیال (بدون ذرات) و از ورودی دیگر سیال حاوی ذرات وارد کانال می‌شوند. با کنترل دبی هر یک از این ورودی‌ها، ذرات به سمت یکی از دیواره‌ها در قسمت متمرکز کننده هدایت می‌شوند. با عبور ذرات از این ناحیه متمرکز کننده، تحت اثر نیروی وارد بر ذرات از طرف سیال، به سمت دیواره جانبی کانال حرکت می‌کنند. هرچه اندازه ذرات کوچکتر باشد در فاصله نزدیکتری از دیوار حرکت می‌کند. لذا به واسطه متفاوت بودن فاصله قرارگیری ذرات از دیواره می‌توان آن‌ها را بر اساس اندازه از یکدیگر جدا کرد. در این روش فرض می‌شود که سیال حامل تراکم‌ناپذیر بوده و ذرات تماسی با دیواره‌های کانال ندارند [۲۵-۲۷]. در شکل ۲-۱ (آ) نمونه‌ای از سیستم استفاده شده در این روش مشاهده می‌شود.

اینرسی

بر ذره‌ای که درون یک میکروکانال مستقیم در حال حرکت است دو نیروی اینرسی اثر گذار است. نیروی برآ شکاف دهنده و نیروی برآ ناشی از اثر دیواره بر حرکت سیال [۱۹، ۲۸-۳۰]. نیروی شکاف دهنده از سهمی بودن سرعت سیال درون کانال منجر می‌شود. برای یک ذره نزدیک به خط مرکزی میکروکانال، تغییرات سرعت در ناحیه دیوار ذره در مقایسه با خط مرکزی بیشتر است. لذا تحت اثر این نیرو ذرات کروی از مرکز کانال به سمت دیواره‌های آن حرکت می‌کنند. نیروی برآ ناشی از دیواره بر اثر عدم تقارن میدان جریان سیال حول ذره در نزدیکی دیواره بوجود می‌آید که ذرات را از دیواره دور می‌کند. این دو نیرو در خلاف جهت یکدیگر عمل می‌کنند. در شکل ۲-۱ (ب) نمونه سیستم استفاده شده در این روش نشان داده شده است.

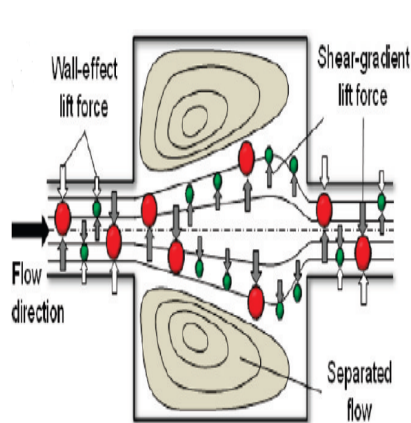
جابجایی جانبی

جابجایی جانبی^۱ روشی است که در آن با قرار دادن موانع درون میکروکانال، مسیر جریان به دو شاخه نامتقارن تبدیل می‌شود [۱۷]. این موانع بسته به کاربرد مورد استفاده اشکال مختلفی دارند. نحوه کارگذاری آن‌ها درون کانال به گونه‌ای است که فاصله بین آن‌ها از اندازه ذرات بزرگتر باشد. با قرار گرفتن ذرات بین این موانع، بسته به سایزشان و توانایی شکل‌پذیری، مسیر جداگانه‌ای را طی می‌کنند. ذرات با اندازه‌های یکسان مسیر حرکت یکسانی دارند که همین امر موجب جداسازی ذرات می‌شود [۳۱-۳۳]. شکل ۲-۱ (ج) یک نمونه از سیستم استفاده شده در این روش را نشان می‌دهد.

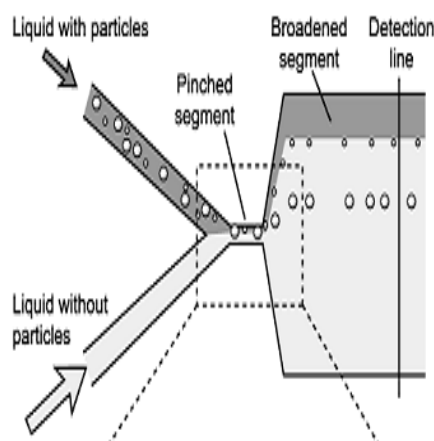
¹Deterministic Lateral Displacement

فیلتراسیون

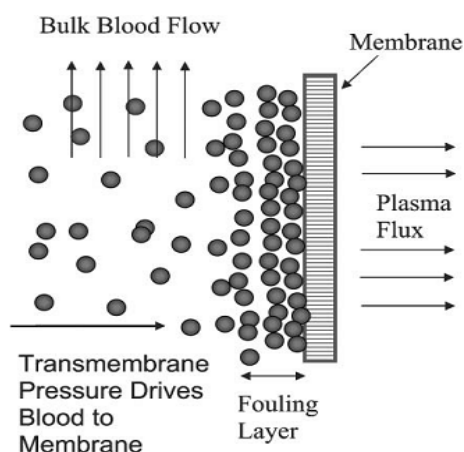
در این روش جداسازی ذرات بر حسب اندازه آن‌ها صورت می‌گیرد. در زمینه درمانی این روش پرکاربردترین روش برای جداسازی پلاسما از خون است. این روش خود نیز به چهار روش تراوا پوسته‌ای، سد کردن ستونی، جریان متقاطع، سد بندی‌های کوچک و ریز تقسیم می‌شود. همانطور که از اسم این روش پیداست، در این روش از انواع فیلتر از جمله فیلتر غشایی برای عمل جداسازی ذرات استفاده می‌شود [۱۸، ۳۴، ۳۵]. شکل ۱-۲ (د) مثالی از این سیستم را نشان می‌دهد.



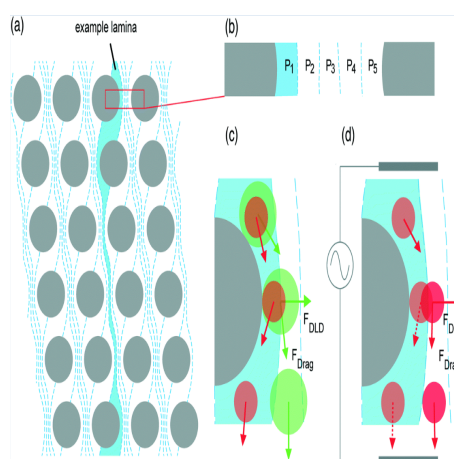
(ب) روش اینرسی [۱۹]



(آ) روش فشار سیال [۳۶]



(د) روش فیلتراسیون [۳۴]



(ج) روش جابجایی جانی [۳۷]

شکل ۱-۲: نمونه سیستم‌های روش‌های غیرفعال

۲-۱-۲ روش‌های فعال

الکتروفورسیس

الکتروفورسیس، به حرکت میکروذرات باردار (نسبت به سیال محلول) درون میدان الکتریکی یکنواخت خارجی مربوط می‌شود که این میدان یکنواخت الکتریکی را می‌توان با قرار دادن سیم‌های الکتریکی در دو طرف کانال ایجاد کرد. عملکرد این پدیده بدین گونه است که نیروی الکتروفورسیس، میکروذرات باردار را به سمت سیم با بار مخالف هدایت می‌کند. پارامترهای کلیدی این پدیده، ویسکوزیته سیال، سایز میکروذرات، حساسیت الکتریکی آن‌ها و اندازه میدان الکتریکی می‌باشد. الکتروفورسیس دارای محدودیت‌های معینی است؛ از جمله این که سرعت حرکت میکروذرات بسیار کند است و مطلقاً محدود به جداسازی است و ذرات نیز باید باردار باشند (نمی‌توان ذرات خنثی را هدایت کرد) [۱۱].

دی‌الکتروفورسیس

هرگاه یک ذره که از نظر الکتریکی خنثی است و توانایی قطبی شدن را دارد، درون یک میدان الکتریکی غیر یکنواخت قرار گیرد، ذره قطبی شده و به آن نیروی الکتریکی وارد می‌شود. به این نیروی الکتریکی در سیستم‌های میکروفلوئیدیک نیروی دی‌الکتروفورسیس (DEP) گفته می‌شود و این پدیده را دی‌الکتروفورسیس می‌نامند. این روش مشروط بر این است که ذره قابلیت قطبی شدن داشته باشد و میدان الکتریکی غیر یکنواخت باشد. از این روش در میکروفلوئیدیک برای مرتب‌سازی، جداسازی، جمع‌آوری و دسته‌بندی ذرات و سلول‌ها استفاده می‌شود [۳۸-۴۰]. نمونه سیستم شکل ۲-۲ (آ) مثالی برای این روش است.

مگنتوفورسیس

یکی از روش‌های فعال سیستم‌های میکروفلوئیدیک روش مگنتوفورسیس (MAP) است. هرگاه یک ذره که خاصیت مغناطیسی دارد، درون یک میدان مغناطیسی غیر یکنواخت گیرد، از طرف میدان به ذره نیروی مغناطیسی وارد می‌شود که به این نیرو، نیروی مگنتوفورسیس گفته می‌شود. منشاء این نیرو اختلاف خاصیت مغناطیسی بین ذرات و سیال حامل بوده به طوری که با تغییر علامت اختلاف این مقادیر جهت این نیرو نیز تغییر می‌کند. با استفاده از این نیرو می‌توان ذرات را درون میکروکانال از یکدیگر جدا کرد [۴۱-۴۳]. شکل ۲-۲ (ب) چند نمونه سیستم میکروفلوئیدیک مبتنی بر روش مگنتوفورسیس را نشان می‌دهد.

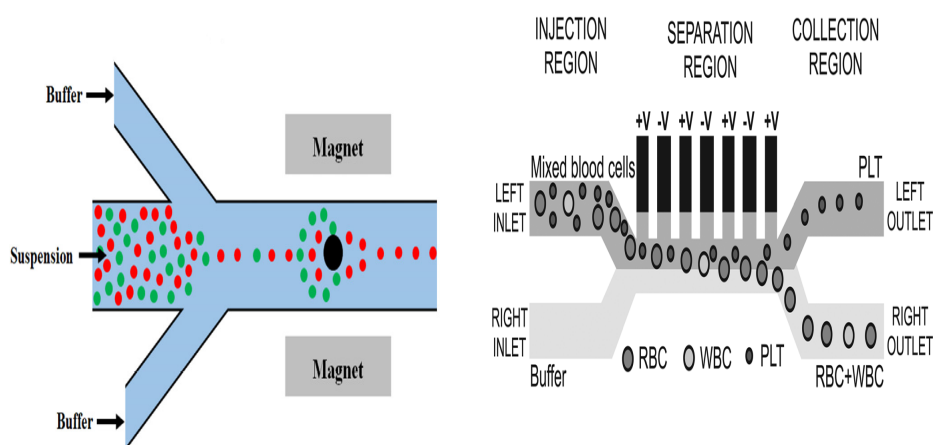
آکوستوفورسیس

با قرار گرفتن یک ذره درون میدان صوتی یک بعدی به آن نیروی آکوستوفورسیس وارد می‌شود. در این روش دو مولد موج صوتی در طرفین کانال قرار می‌گیرد. در اثر تداخل امواج صوتی

درون میکروکانال، نقاطی، که به آن‌ها گره گفته می‌شود، با کمترین و بیشترین فشار بوجود می‌آید. وجود این نقاط کم‌فشار و پرفشار سبب می‌شود که برخی ذرات بسته به خاصیت خود به سمت نقاط پرفشار و برخی ذرات به سمت نقاط کم‌فشار حرکت کنند که این امر منجر به جداسازی ذرات می‌شود [۴۴-۴۶].

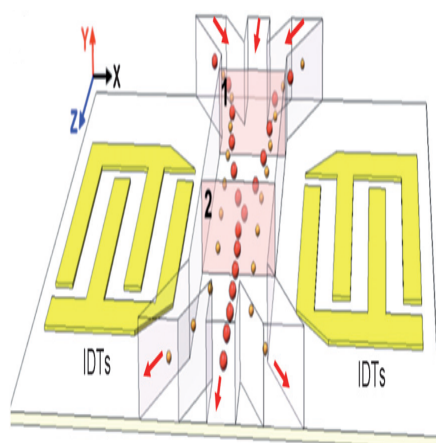
ترموفورسیس

ترموفورسیس^۱ برای هدایت و کنترل میکروذرات یا سلول‌ها از خواص گرمایی ذرات و سیال حامل و گرادیان دما به عنوان پارامترهای کلیدی استفاده می‌کند. اما، در این روش مشکلات کنترل نرخ انتقال حرارت جابجایی ذرات کاربردهای آن را محدود می‌کند [۱۳]. در شکل ۲-۲ (ج) می‌توان چند نمونه از این سیستم میکروفلوئیدیک فعال را مشاهده کرد.



(ب) روش مگنتو فورسیس [۴۷]

(آ) روش دی الکتروفرسیس [۴۰]



(ج) روش آکوستو فورسیس [۴۶]

شکل ۲-۲: نمونه سیستم‌های روش‌های فعال

¹Thermophoresis

۲-۲ مگنتوفورسیس

هر یک از روش‌های جداسازی میکروذرات معایب و مزایایی دارند. به عنوان مثال در روش فیلتراسیون، غشای سلول به سبب فشار وارده بر آن آسیب می‌بیند و یا گرمایی که در روش الکتروفورسیس ایجاد می‌شود بر اجزاء اثر می‌گذارد. در این میان، روش مگنتوفورسیس مزیت‌هایی نسبت به سایر روش‌ها دارد از جمله: زمان انجام فرآیند کمتر، عدم تولید گرما، آسیب ندیدن نمونه‌ها، دقت و بازده بالاتر و هزینه کمتر [۲۴].

مگنتوفورسیس، به دو دسته مگنتوفورسیس مثبت و مگنتوفورسیس منفی طبقه‌بندی می‌شود [۴۸]. تفاوت این دو روش در جهت عملکرد نیروی مغناطیسی است، به طوری که در روش مثبت ذرات مغناطیسی به سمت میدان مغناطیسی بیشتر و در مگنتوفورسیس منفی ذرات غیرمغناطیسی به سمت میدان مغناطیسی کمتر حرکت می‌کنند. علت این امر در خاصیت مغناطیسی ذرات و سیال حامل است. در مگنتوفورسیس مثبت نفوذپذیری مغناطیسی ذرات بیشتر از سیال بوده و در مگنتوفورسیس منفی کمتر است [۱۴]. در برخی موارد ذرات غیرمغناطیسی را به کمک ذرات مغناطیسی برچسب‌دار می‌کنند تا بتوان از مگنتوفورسیس مثبت برای ذرات غیرمغناطیسی استفاده کرد [۴۹].

از مگنتوفورسیس در کاربردهای گوناگونی در زمینه میکرو مگنتو فلوئیدیک از جمله جداسازی [۵۰]، جمع‌آوری [۵۱]، مرتب‌سازی [۴۹]، مخلوط کردن [۵۲] و متمرکز کردن [۵۳] ذرات می‌توان استفاده کرد.

۲-۲-۱ جداسازی

از مجموعه تحقیقات صورت گرفته در زمینه جداسازی ذرات با استفاده از روش مگنتوفورسیس به موارد زیر می‌توان اشاره کرد.

اسمیتس تراپ و همکاران [۵۴] با طراحی و ساخت یک دستگاه جداساز توانسته‌اند ذرات مغناطیسی به قطر ۱ میکرومتر را از مخلوط حامل آن جدا کنند. پیم و ویلهلم [۴۹] با برچسب‌دار کردن سلول‌های سرطانی با استفاده از نانوذرات مغناطیسی و استفاده از مگنتوفورسیس مثبت، جداسازی این سلول‌ها از جریان را بررسی کرده‌اند. کیم و همکاران [۵۵] با مگنتوفورسیس مثبت امکان جداسازی گلبول‌های آلوده به مالاریا از جریان خون را بررسی کرده و برای افزایش بازده فرآیند پارامترهای سیستم خود مانند ارتفاع میکروکانال، طول میکروکانال و دبی جریان ورودی را بهینه‌سازی کرده‌اند. کیم و همکاران [۵۶] دستگاهی برای جداسازی سلول‌ها ارائه کرده‌اند که با آن می‌توان سلول‌های تومور را از یک مخلوط ناهمگن مانند خون جدا کرد. نتیجه کار آن‌ها جداسازی این سلول‌ها با بازده ۸۲/۴٪ بوده است. آدامز و همکاران [۵۷] با لایه‌نشانی سیم‌های فرومغناطیسی دستگاهی برای جداسازی دو مدل سلول با برچسب مغناطیسی طراحی کرده‌اند. هدف از استفاده این سیم‌ها ایجاد گرادیان میدان مغناطیسی شدید درون کانال بوده است. آن‌ها با دستگاه خود توانسته‌اند به جداسازی با خلوص

بالای ۹۰٪ و خروجی ۱۰^۹ سلول در ساعت دست یابند.

۲-۲-۲ جمع‌آوری

در رابطه با کاربرد جمع‌آوری میکروذرات درون سیستم‌های میکروفلوئیدیک مبتنی بر مگنتو-فورسیس تاکنون تحقیقات زیادی انجام شده و طرح‌های گوناگونی ارائه شده است. به عنوان مثال می‌توان به موارد زیر اشاره کرد.

وینکلمن و همکاران [۵۸] از دو آهنربای دائمی استفاده کرده‌اند تا سلول‌ها و ذرات دیا-مغناطیسی را درون یک محلول آبی مغناطیسی شده با یون‌های مغناطیسی جمع‌آوری کنند. هوآنگ و همکاران [۵۹] با قرار دادن یک لایه دندانه دار بین میکروکانال و آهنربایی که در بالای کانال قرار دارد توانسته‌اند سلول‌های THP-1 را جمع‌آوری کنند. با قرار دادن این لایه میدان مغناطیسی یکنواخت‌تر شده و گرادیان میدان مغناطیسی موضعی ایجاد می‌شود. واتاری و نامبا [۶۰] با افزودن دو تیغه آهنی به سطح آهنرباها توانسته‌اند گرادیان میدان مغناطیسی نسبتاً شدیدی در نوک این تیغه‌ها ایجاد کنند و در سیستم خود جمع‌آوری گلبول‌های قرمز خون را بررسی کرده‌اند. گو و همکاران [۶۱] سیستمی طراحی کرده‌اند که در آن با بکارگیری سیم‌های فرومغناطیسی از جنس نیکل ابتدا جداسازی دینامیکی صورت گرفته و پس از آن جمع‌آوری ایستا. در این سیستم جمع‌آوری پاتوژن‌ها بررسی شده است. همچنین برای جمع‌آوری ذرات مغناطیسی با استفاده از میدان مغناطیسی که در اثر عبور جریان از سیم‌های هادی جریان و یا سیم‌پیچ‌ها ایجاد می‌شود طرح‌های مختلفی پیشنهاد شده است [۶۲]. با استفاده از این سیم‌پیچ‌ها گرادیان مغناطیسی و نیروی مغناطیسی نسبتاً بزرگی قابل تولید است.

۳-۲-۲ متمرکز کردن

متمرکز کردن میکروذرات و سلول‌ها در یک ناحیه باریک از جریان در بسیاری از کاربردهای میکروفلوئیدیک مانند جداسازی و جمع‌آوری امری مهم است [۶۳]. این کار از برخورد ذرات با دیواره میکروکانال جلوگیری می‌کند. در حالت کلی مگنتوفورسیس مثبت برای این فرآیند مناسب نیست زیرا ذرات تمایل دارند که به سمت دیواره‌ها (آهنربا) جذب شوند. اما از مگنتو-فورسیس مثبت می‌توان برای هدایت ذرات به یک سمت استفاده کرد تا عمل مرتب‌سازی بهتر انجام شود [۶۴]. پایمن و همکاران [۶۵] دستگاهی ارائه کردند که با بکارگیری دو آهنربا در آن ذرات دیامغناطیس ۱۰ میکرومتری را با دبی $40 \mu L/h$ درون سیستم خود متمرکز کردند. ژو و همکاران [۵۳] توانستند ذرات دیامغناطیس با سایزهای مختلف را، که درون سیال مغناطیسی جریان می‌یابند، برای دبی‌های مختلف جریان متمرکز کنند که این عمل با استفاده از دو آهنربای دائمی صورت گرفته است.

البته سیستم‌های میکروفلوئیدیک مبتنی بر مگنتوفورسیس نیز مشکلات و معایبی دارند که یکی از این مشکلات، نیروی جاذبه‌ی بین ذرات مغناطیسی است. این نیرو باعث می‌شود که

ذرات به سمت یکدیگر جذب شوند و زنجیره‌ای از ذرات را تشکیل دهند که این امر بازده سیستم را پایین می‌آورد. کاوو و همکاران [۶۶] برای غلبه بر این مشکل استفاده از میدان مغناطیسی متناوب را پیشنهاد کرده‌اند. در این سیستم برای ایجاد میدان مغناطیسی خارجی از سیم‌پیچ استفاده شده که با عوض شدن جهت جریان در سیم‌پیچ، نیروی بین ذرات مغناطیسی تغییر جهت داده و سبب می‌شود که ذرات فاصله خود از یکدیگر را حفظ کنند.

۴-۲-۲ کارهای عددی

همچنین در بخش کارهای عددی که در زمینه مگنتوفورسیس تاکنون انجام شده به این موارد می‌توان اشاره کرد. آلم و همکاران [۶۷]، مدل لاگرانژی برای مسیریابی ذرات ناشی از برهم‌کنش مغناطیسی ارائه کرده‌اند. آن‌ها در کار خود از نرم‌افزار اپن‌فوم^۱ و متلب^۲ استفاده کرده‌اند. موناژ و همکاران [۴۸]، در تحقیق خود که جداسازی ذرات دیامغناطیسی با استفاده از جریان‌های موازی بوده از نرم‌افزار کامسول مولتی‌فیزیکس^۳ به منظور بهینه‌سازی گرادیان میدان مغناطیسی و چیدمان آهنرباها استفاده کرده‌اند. هان و همکاران [۶۸]، از نرم‌افزار کامسول و متلب برای ارتقای سیستم جداسازی ذرات مغناطیسی درون جریان پیوسته استفاده کرده‌اند. ژو و همکاران [۵۱]، برای مدل‌سازی سیستم خود از نرم‌افزار کامسول استفاده کرده‌اند. در این سیستم از کانال T شکل و یک آهنربا برای جمع‌آوری ذرات استفاده شده‌است.

۳-۲ نوآوری و توصیف مسئله

طبق آنچه که تاکنون گفته شد، می‌توان نتیجه گرفت که سیستم‌های میکروفلوئیدیک در حوزه‌های درمانی و صنایع کاربرد گسترده‌ای دارند. از این سیستم‌ها می‌توان برای اهداف مختلف مانند جمع‌آوری، جداسازی، مخلوط کردن، مرتب کردن و متمرکز کردن میکروذرات یا سلول‌ها استفاده کرد. برای دستیابی به این اهداف روش‌های گوناگونی ابداع شده است که یکی از روش‌های پرکاربرد و بهینه در این زمینه مگنتوفورسیس است. از مگنتوفورسیس می‌توان به شیوه‌های گوناگون بهره گرفت تا فرآیند مورد نظر با بازدهی بیشتر صورت گیرد. در این تحقیق از مگنتوفورسیس مثبت برای جمع‌آوری میکروذرات مغناطیسی که توسط سیال غیرمغناطیسی درون میکروکانال جریان می‌یابند استفاده شده‌است. برای رسیدن به این هدف روش‌های گوناگونی ارائه شده و دستگاه‌های متنوعی ساخته شده‌اند که هر یک محدودیت‌هایی دارند. به عنوان مثال در برخی مطالعات فقط جمع‌آوری یک نوع ذره مورد بررسی قرار گرفته است. در تحقیق حاضر طرحی برای سیستم میکروفلوئیدیک مبتنی بر مگنتوفورسیس ارائه شده است که در آن دو نوع ذره مغناطیسی، که در اندازه و خاصیت مغناطیسی متفاوت بوده، به طور همزمان از یکدیگر و از سایر ذرات معلق در محلول در دو

^۱OpenFOAM CFD

^۲Matlab

^۳COMSOL Multiphysics

نقطه مجزا از هم جمع‌آوری می‌شوند. تاکنون در این زمینه مطالعات و طرح‌های فراوانی ارائه شده است از جمله طرح [۴۹] که به جداسازی سلول‌های سرطانی با استفاده از تکنیک برچسب دار کردن این سلول‌ها پرداخته اند و [۵۵] که جداسازی گلبول‌های آلوده به مالاریا را بررسی کرده‌اند. سیستم هر یک از این طرح‌ها شکل منحصر به فرد خود را دارد و مختص یکی از این کاربردها طراحی شده است. برای انجام این دو فرآیند با استفاده از این طرح‌ها باید ابتدا آزمایش را برای یکی از آن‌ها انجام داد و سپس نمونه را برای انجام آزمایش دیگر آماده کرد که این امر زمان و هزینه فراوانی را می‌طلبد. اما در سیستمی که در این تحقیق ارائه شده است می‌توان این دو عمل را به صورت همزمان انجام داد و در زمان و هزینه صرفه‌جویی کرد.

دو مدل ذره مغناطیسی مورد بررسی در این تحقیق ذرات M-280 و ذرات M-450 می‌باشند. این ذرات جزء ذرات مغناطیسی شناخته شده‌ای هستند که به وفور در سیستم‌های میکرو-فلوئیدیک استفاده شده و مشخصات و ویژگی هریک اندازه‌گیری شده است. در این طرح برای جمع‌آوری ذرات از نیروی جاذبه مغناطیسی موضعی استفاده شده است که این نیرو با قرار دادن سیم‌های مغناطیسی درون کانال بوجود می‌آید. با قرار دادن یک آهنربای دائمی در نزدیکی سیستم، درون سیستم میدان مغناطیسی القا می‌شود که این میدان نسبتاً یکنواخت می‌باشد. با قرار گرفتن سیم‌های فرومغناطیسی، به دلیل اختلاف خواص مغناطیسی با محیط مجاور آن‌ها، میدان مغناطیسی که از آهنربا در سیستم القا شده و یکنواخت است به یک میدان غیر یکنواخت تبدیل می‌شود؛ زیرا سیم‌های نفوذپذیری مغناطیسی بالایی داشته و شار مغناطیسی برای عبور از محیط به سمت آن‌ها جذب می‌شوند. این غیر یکنواختی میدان مغناطیسی به گونه‌ای است که حول هر سیم یک ناحیه با میدان مغناطیسی بیشتر و یک ناحیه با میدان مغناطیسی کمتر ایجاد می‌شود. از طرفی هرگاه یک ذره مغناطیسی درون گرادیان مغناطیسی قرار گیرد به آن نیروی مغناطیسی متناسب با این گرادیان وارد می‌شود. لذا با قرارگیری ذرات در نزدیکی این سیم‌ها به آن‌ها نیروی مغناطیسی وارد می‌شود که این نیرو بسته به موقعیت ذره نسبت به سیم، هم می‌تواند نیروی جاذبه و هم می‌تواند نیروی دافعه باشد. این نیروی جاذبه سبب می‌شود که ذرات به سمت سیم حرکت کنند. در نتیجه با تغییر مکان سیم، مسیر حرکت ذرات درون کانال نیز تغییر می‌کند. همانطور که در فصل‌های بعدی مشاهده می‌شود، نیروی مغناطیسی حاصل از این سیم‌ها متناسب با قطر آن‌ها بوده و با تغییر قطر، این نیرو نیز تغییر می‌کند به طوری که هرچه قطر سیم بزرگتر باشد نیروی مغناطیسی نیز بزرگتر است و برعکس. در نتیجه با افزایش قطر سیم می‌توان ذرات را شدیدتر جذب کرد. لذا در این تحقیق از دو سیم یکی با قطر کوچک برای جمع‌آوری ذرات با قطر بزرگ و دیگری با قطر بزرگ برای جمع‌آوری ذرات کوچک استفاده شده است.

این مسئله تابع پارامترهای گوناگونی از جمله قطر ذرات، قطر سیم‌ها، دبی جریان، اندازه میدان مغناطیسی می‌باشد که در روند تحقیق هریک از این پارامترها به صورت مجزا مورد بررسی قرار گرفته‌اند. با بررسی اثر هریک از این پارامترها بر نتیجه فرآیند و یافتن حالت بهینه برای هرکدام، طرح نهایی برای جمع‌آوری ذرات مورد بررسی با حداکثر بازدهی استخراج شده

است.

۲-۴ هدف تحقیق و روش انجام تحقیق

همانطور که گفته شد، دستگاه‌های میکروفلوئیدیک استفاده گسترده‌ای در زمینه نانوفناوری از جمله ابزارهای الکترونیکی و علم پزشکی داشته است. از جمله کاربردهای عمده آن‌ها می‌توان به تشخیص بیماری، دارو رسانی، ژن درمانی و حرارت درمانی اشاره کرد. یکی از تکنیک‌های مفید با بازدهی بالا که در دهه‌های اخیر پیشرفت فراوانی داشته روش مگنتوفورسیس است. همانطور که توضیح داده شد، در روش مگنتوفورسیس از گرادیان میدان مغناطیسی برای کنترل و هدایت ذرات یا سلول‌ها استفاده می‌شود. در تحقیق پیش رو، از مگنتوفورسیس مثبت برای جداسازی و جمع‌آوری میکرو ذرات استفاده شده است. روند این تحقیق بهینه کردن پارامترهای مربوط به این مساله جهت رسیدن به هدف مورد نظر یعنی جمع‌آوری و جداسازی دو مدل ذره مغناطیسی از یکدیگر و از سیال حامل به صورت همزمان و همچنین بالابردن بازدهی در این سیستم است.

در این تحقیق دو نوع میکرو ذره کروی که اندازه و حساسیت مغناطیسی مختلف دارند انتخاب شده است. برای تولید میدان مغناطیسی درون میکروکانال از آهنربای دائمی استفاده شده ولی با توجه به اینکه سائز آهنربا نسبت به ابعاد میکروکانال بزرگ است، میدان ناشی از آن درون میکروکانال نسبتاً یکنواخت بوده که به سبب یکنواخت بودن میدان مغناطیسی، هیچ نیروی مغناطیسی به ذرات وارد نمی‌شود. در نتیجه به منظور ایجاد گرادیان مغناطیسی محلی درون میکروکانال، الکترودهایی با حساسیت مغناطیسی بسیار بالا به صورتی که محورشان با جهت میدان مغناطیسی ناشی از آهنربا و همچنین جهت حرکت سیال عمود بوده، در مکان مشخصی درون میکروکانال قرار داده شده‌اند. چون حساسیت مغناطیسی این سیم‌ها از حساسیت مغناطیسی محیط اطراف (سیال) بیشتر است، لذا این سیم‌ها باعث ایجاد گرادیان مغناطیسی شدید در اطرافشان می‌شوند. روابط موجود و نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند که نیروی ناشی از این گرادیان‌های مغناطیسی در بالا و پایین این سیم‌ها مثبت و در چپ و راست آن‌ها منفی است. در نتیجه میکروذرات معلق در سیال، با نزدیک شدن به این سیم‌ها، در معرض این میدان نیروی موضعی قرار گرفته، اگر در سمت چپ و یا راست آنها باشند؛ از آن‌ها دور می‌شوند و اگر در بالا یا پایین آن‌ها باشند؛ به سمت آن‌ها جذب می‌شوند. از آنجا که این نیرو وابسته به سائز و حساسیت مغناطیسی ذرات است، لذا سرعت حرکت ذرات در اثر این نیروها متفاوت می‌باشد. در این تحقیق، از همین اختلاف سرعت حرکت ذرات برای جمع‌آوری آن‌ها در مکان مشخصی از میکروکانال استفاده شده است.

برای انجام این تحقیق، هم روش آزمایشگاهی قابل انجام بوده و هم روش شبیه‌سازی عددی؛ که در اینجا روش شبیه‌سازی عددی مورد استفاده قرار گرفته است و ادامه کار در آینده به صورت تجربی مورد بررسی قرار خواهد گرفت. همچنین به منظور شبیه‌سازی عددی

از نرم افزار کامسول که یک نرم افزار حل عددی به روش المان محدود است استفاده می شود.

فصل ۳

معادلات حاکم و شرایط مرزی

۱-۳ مقدمه

در این فصل، معادلات حاکم بر دستگاه میکروفلوئیدیک که بر اساس مگنتوفورسیس کار می‌کند، مورد بررسی قرار می‌گیرد. این معادلات به دو دسته تقسیم می‌شوند. معادلات حاکم بر میدان‌ها، که شامل میدان مغناطیسی و میدان جریان سیال است و معادله حاکم بر حرکت ذره.

ابتدا باید معادلات میدان‌ها حل شده و از آن‌ها نیروها استخراج شود. سپس با حل معادله حرکت ذره، می‌توان با اعمال نیروهای محاسبه شده، مسیر حرکت ذره درون میکروکانال را مشخص کرد.

۲-۳ معادلات حاکم بر میدان‌ها

۱-۲-۳ معادلات میدان جریان سیال

معادلات حاکم بر میدان جریان سیال دو معادله پیوستگی^۱ و ناویر-استوکس^۲ می‌باشند [۶۸].

$$\rho_f \nabla \cdot \vec{u}_f = 0 \quad (1-3)$$

$$\rho_f ((\vec{u}_f \cdot \nabla) \vec{u}_f) = \nabla \cdot \sigma + F_{body} \quad (2-3)$$

که در روابط بالا، ρ_f چگالی سیال، u_f سرعت سیال، σ تانسور تنش و F_{body} نشان دهنده برآیند نیروهای خارجی وارد بر سیال (مانند نیروی جاذبه) است. تانسور تنش، σ ، جمع دو تانسور فشار p (با علامت منفی) و تانسور تنش τ (با علامت مثبت) می‌باشد.

$$\sigma = -PI + \tau \quad (3-3)$$

با فرض اینکه سیال استفاده شده در سیستم میکروفلوئیدیک تراکم ناپذیر بوده:

$$\tau = 2\eta\epsilon = 2\eta \left[\frac{1}{2} (\nabla \vec{u}_f + (\nabla \vec{u}_f)^T) \right] = \eta (\nabla \vec{u}_f + (\nabla \vec{u}_f)^T) \quad (4-3)$$

و با چشم‌پوشی از نیروهای حجمی وارد بر سیال، و هم‌چنین با جایگذاری رابطه τ در رابطه (۲-۳):

$$\nabla \cdot \vec{u}_f = 0 \quad (5-3)$$

¹Continuity equation

²Navier-Stokes equation

$$\rho_f \frac{\partial \vec{u}_f}{\partial t} + \rho_f (\vec{u}_f \cdot \nabla) \vec{u}_f = \nabla \cdot [-PI + \eta (\nabla \vec{u}_f + (\nabla \vec{u}_f)^T)] \quad (۳-۶)$$

معادلات بالا، با مشخص بودن شرایط مرزی و شرایط اولیه برای ناحیه محاسباتی که سیال در آن جریان می‌یابد قابل حل بوده و از حل آنها توزیع پروفیل سرعت جریان سیال، توزیع فشار درون میکروکانال و همچنین تانسورهای تنش قابل اندازه‌گیری می‌باشند که با معلوم بودن این پارامترها، می‌توان نیروی درگ هیدرودینامیک وارد بر هر ذره را در هر نقطه از میکروکانال محاسبه کرد.

۳-۲-۲ معادلات حاکم بر میدان مغناطیسی

معادلاتی که بر میدان‌های مغناطیسی حاکم هستند در حالت کلی معادلات ماکسول می‌باشند. شکل کلی معادلات ماکسول به فرم زیر است [۶۹]:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_e \quad (۳-۷)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{J} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad (۳-۸)$$

$$\nabla \times \vec{E} + \frac{\partial \vec{B}}{\partial t} = 0 \quad (۳-۹)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (۳-۱۰)$$

در روابط بالا، ρ_e چگالی بار الکتریکی، $\vec{D}$ جابجایی الکتریکی، $\vec{H}$ شدت میدان مغناطیسی (که از آن تحت عنوان میدان مغناطیسی یاد می‌شود)، $\vec{J}$ چگالی جریان الکتریکی، t زمان، $\vec{B}$ چگالی شار مغناطیسی و $\vec{E}$ میدان الکتریکی می‌باشد. این روابط به ترتیب: قانون کلمب^۱، قانون آمپر^۲، قانون فارادی^۳ و شرط عدم وجود تک قطبی مغناطیسی^۴ نامیده می‌شوند. علاوه بر معادلات ماکسول، دو معادله ساختاری به شکل زیر تعریف می‌شوند [۶۹]:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \cdot \vec{E} \quad (۳-۱۱)$$

$$\vec{H} = \frac{1}{\mu_0} \vec{B} \quad (۳-۱۲)$$

که در این روابط ϵ_0 و μ_0 به ترتیب نفوذپذیری الکتریکی و نفوذپذیری مغناطیسی خلاء می‌باشد. باتوجه به فرضیات زیر:

۱. ذرات و سیال استفاده شده در دستگاه میکرو مگنتوفلوئیدیک خنثی الکتریکی بوده و

^۱Coulomb's law

^۲Ampere's law

^۳Faraday's law

^۴Absence of free magnetic poles

فاقد بار الکتریکی هستند. در نتیجه $\rho_e = 0$ که این نیز نتیجه می‌دهد: $\vec{D} = 0$.

۲. برای تولید میدان مغناطیسی از آهنربای دائمی استفاده شده و هیچ جریان خارجی به سیستم میکروفلوئیدیک اعمال نمی‌شود $\vec{J} = 0$.

۳. به میکروکانال هیچگونه اختلاف ولتاژی اعمال نمی‌شود $\vec{E}$.

معادلات ماکسول به شکل زیر ساده می‌شوند:

$$\nabla \times \vec{H} = 0 \quad (3-13)$$

با توجه به رابطه بالا، می‌توان کمیتی مانند φ که به آن پتانسیل اسکالر مغناطیسی گفته می‌شود، تعریف کرد به طوری که رابطه زیر برقرار باشد [۴۸].

$$\vec{H} = -\nabla\varphi \quad (3-14)$$

با استفاده از شرایط مرزی و حل معادله فوق بر روی ناحیه محاسباتی، میدان مغناطیسی، $\vec{H}$ ، در آن ناحیه بدست آمده که با استفاده از آن می‌توان نیروی مغناطیسی وارد بر هر ذره را در هر موقعیتی از میکروکانال محاسبه کرد.

۳-۳ معادلات حاکم بر حرکت ذره

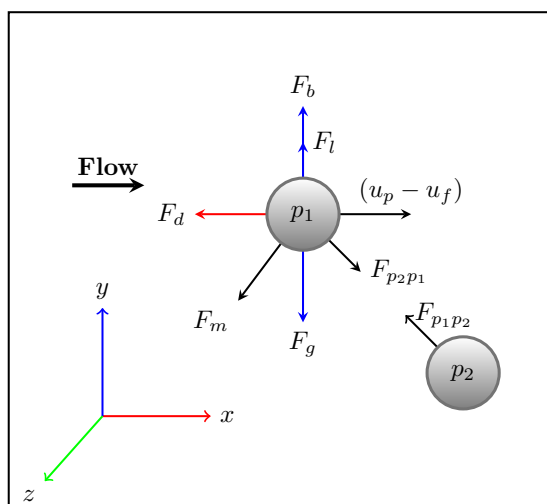
ذره‌ای را درون میکروکانال یک دستگاه مگنتوفورسیس در نظر بگیرید. نیروهای مختلفی بر این ذره اثر می‌کنند که عبارتند از: درگ هیدرودینامیک، مگنتوفورسیس، گرانش، شناوری و برآ هیدرودینامیک و ... در شکل ۳-۱ این نیروها به صورت شماتیک نمایش داده شده‌اند. حرکت ذرات در میکروکانال تحت تاثیر تقابل این نیروهاست. برای تعیین حرکت هر ذره درون دستگاه میکروفلوئیدیک ذره مانند یک جسم صلب در نظر گرفته شده و از قانون دوم نیوتن^۱ استفاده می‌شود [۴۷].

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = \vec{F}_m + \vec{F}_d + \vec{F}_g + \vec{F}_b + \vec{F}_l + \vec{F}_{pp} \quad (3-15)$$

در رابطه (۳-۱۵): m_p [kg] جرم هر ذره، $\vec{u}_p$ [m/s] سرعت هر ذره، $\vec{F}_m$ [N] نیروی مغناطیسی، $\vec{F}_d$ [N] نیروی درگ هیدرودینامیک، $\vec{F}_g$ [N] نیروی گرانشی، $\vec{F}_b$ [N] نیروی شناوری، $\vec{F}_l$ [N] نیروی برآ و $\vec{F}_{pp}$ [N] نیروی برهم کنش ذرات می‌باشد. عبارت سمت چپ در رابطه (۳-۱۵) بیانگر نیروی اینرسی است.

¹Newton's second law

مهم‌ترین نیروها از میان نیروهای وارد بر ذره، نیروی مغناطیسی و نیروی درگ هیدرو-دینامیک می‌باشند. نیروهای گرانش، شناوری و برآ در جهت عمودی بر ذرات اعمال می‌شوند و با توجه به غالب بودن نیروی مغناطیسی و نیروی درگ، که باعث می‌شوند ذرات در جهت افقی و عرضی در میکروکانال جابجا شوند، از نیروهای عمقی (نیروی شناوری، گرانش و برآ) و همچنین حرکت ذرات در جهت عمق کانال صرف نظر شده است.



شکل ۳-۱: شماتیک نیروهای وارده بر هر ذره در دستگاه مگنتوفلوئیدیک

۳-۳-۱ نیروی کشش هیدرودینامیک

در دینامیک سیالات، کشش هیدرودینامیک (که گاهی به آن مقاومت سیال گفته می‌شود) نیرویی است که در جهت خلاف حرکت جسمی که نسبت به سیال اطراف دارای سرعت است، به آن جسم وارد می‌شود. این نیرو می‌تواند بین دو لایه سیال یا در سطح یک جامد و سیال وجود داشته باشد. این نیرو وابسته به سرعت نسبی بین جسم و سیال است به طوری که در رژیم جریان آرام^۱ با سرعت رابطه مستقیم و در رژیم جریان آشفته^۲ با توان دوم سرعت رابطه دارد. همچنین منشاء اصلی این نیرو اصطکاک لزجی است. نیروی کشش هیدرودینامیک همواره سرعت نسبی بین جسم جامد و سیال اطراف را کاهش می‌دهد. نیروی درگ وابسته به خواص سیال، اندازه، شکل و سرعت حرکت جسم است. یکی از روش‌های محاسبه نیروی درگ، استفاده از رابطه (۳-۱۶) است [۷۰].

$$\vec{F}_d = \frac{1}{2} \rho_f v^2 C_d A \quad (3-16)$$

که در آن $\vec{F}_d$ نیروی درگ، ρ_f چگالی سیال، v سرعت حرکت جسم نسبت به سیال، A سطح

^۱laminar flow

^۲turbulent flow

مقطع جسم و C_d ضریب درگ (عددی بی بعد و تابع عدد رینولدز جریان و شکل جسم) می باشد.

درگ اصطکاکی

درگ اصطکاکی، آن بخش از درگ است که مستقیماً به سبب تنش اصطکاکی بر روی جسم بوجود می آید. این نوع درگ علاوه بر اندازه تنش برشی روی دیواره، تابعی از جهت گیری سطح اعمالی نیز می باشد. برای سطوحی که کاملاً موازی جریان باشند، درگ اعمالی بر آن فقط درگ اصطکاکی بوده و برای سطوحی که عمود بر جریان باشند، نیروی درگ اصطکاکی ناچیز بوده و می توان از آن صرف نظر کرد. نیروی درگ اصطکاکی طبق رابطه زیر قابل محاسبه است [۷۰]:

$$\vec{F}_{df} = \int \tau dA \quad (۱۷-۳)$$

درگ فشاری

درگ فشاری، آن بخش از درگ است که مستقیماً به سبب اعمال فشار، p ، بر یک جسم به آن وارد می شود. همچنین به آن درگ شکل نیز گفته می شود زیرا که وابستگی شدیدی به شکل جسم دارد. درگ فشاری تابعی از اندازه فشار و همچنین جهت گیری المان های سطحی جسمی است که به آن وارد می شود. به عنوان مثال، نیروی فشاری که به دو طرف یک صفحه تخت که موازی با جریان بالادست قرار دارد می تواند بسیار بزرگ باشد، اما این نیرو تحت عنوان درگ محاسبه نمی شود زیرا که عمود بر جهت جریان سیال است. نیروی درگ فشاری را می توان از رابطه زیر محاسبه کرد [۷۰]:

$$\vec{F}_{dp} = \int P dA \quad (۱۸-۳)$$

رابطه استوکس

برای میکروذراتی که درون میکروکانال هایی با عدد رینولدز پایین قرار دارند، نیروی غالب وارد بر آنها، نیروی درگ هیدرودینامیک ($\vec{F}_d$) است. این نیرو با استفاده از قانون استوکس و سرعت نسبی، با رابطه (۱۹-۳) قابل محاسبه است [۴۷].

$$\vec{F}_d = 6\pi\eta r_p(\vec{u}_f - \vec{u}_p)C_w \quad (۱۹-۳)$$

که در رابطه بالا، r شعاع ذره، u_f [m/s] و u_p [m/s] به ترتیب سرعت سیال و میکروذرات، C_w ثابتی است که برای اعمال اثر دیواره در نیروی درگ بر میکروذرات، استفاده می شود.

برای میکروذرات یا سلول‌های دور از دیواره مقدار این ثابت برابر یک است. در مقابل برای میکروذرات یا سلول‌های نزدیک به دیواره این ضریب ثابت بزرگتر یک بوده و از رابطه زیر محاسبه می‌شود [۴۷]:

$$C_w = \left\{ 1 - \frac{9}{16} \left(\frac{d_p}{d_p + 2\delta_w} \right) + \frac{1}{8} \left(\frac{d_p}{d_p + 2\delta_w} \right)^3 - \frac{45}{256} \left(\frac{d_p}{d_p + 2\delta_w} \right)^4 - \frac{1}{16} \left(\frac{d_p}{d_p + 2\delta_w} \right)^5 \right\}^{-1} \quad (20-3)$$

در رابطه بالا، d_p قطر ذره و δ_w کوتاهترین فاصله بین سطح میکروذرات و دیواره است. اثر مگنتوویسکوز در فروسیال‌هایی با غلظت بالا (بیشتر از ۱۰٪) مشاهده می‌شود که در این شرایط، نانوذرات مغناطیسی به سبب برهم کنش بین ذرات، تمایل دارند که ساختاری زنجیره‌ای تشکیل دهند. این امر باعث افزایش ویسکوزیته کلی سیال می‌شود. هرچند، در مواردی که میکروذرات یا سلول‌ها درون فروسیال رها می‌شوند؛ غلظت فروسیال‌ها کمتر از ۱٪ بوده و اثر مگنتوویسکوز را می‌توان نادیده گرفت.

یکی از نیروهای غالب در سیستم‌های میکروفلوئیدیک، نیروی کشش هیدرودینامیک است. در سیستم‌های میکروفلوئیدیک، از آنجا که مقیاس‌های طولی از مرتبه بزرگی میکرون هستند، با توجه به این که عدد رینولدز در این سیستم‌ها همانطور که طبق رابطه (۳-۲۱) قابل محاسبه است، کوچکتر از واحد بوده ($Re \ll 1$)، لذا نرخ جریان در سیستم‌های میکرو-فلوئیدیک که بویژه با هدف کنترل میکروذرات استفاده می‌شوند، بسیار پایین است. از این رو قابل نتیجه‌گیری است که رژیم جریان درون سیستم‌های میکروفلوئیدیک، رژیم جریان آرام است. طبق تعریف عدد رینولدز [۴۷]:

$$Re = \rho_f \frac{D_h \bar{u}_f}{\eta} \quad (21-3)$$

که در این رابطه، ρ_f [kg/m^۳] چگالی، η [kg/m.s] ویسکوزیته دینامیک، D_h [m] قطر هیدرولیکی میکروکانال و $\bar{u}_f$ [m/s] سرعت متوسط سیال است؛ عدد رینولدز در تحقیق حاضر برابر ۰/۹ می‌باشد.

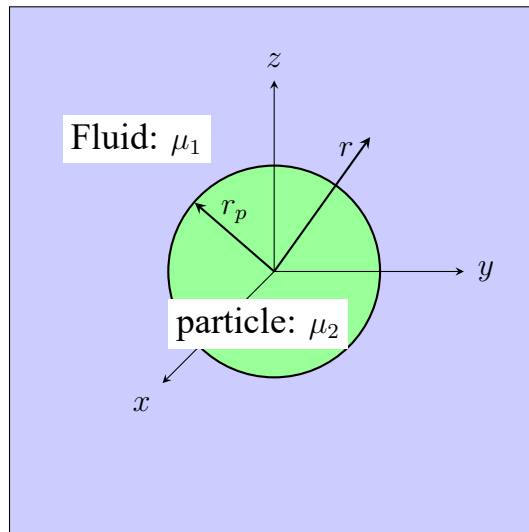
برای کانال‌ها با سطح مقطع غیردایروی، D_h با استفاده از مساحت سطح مقطع، A_c [m^۲]، و محیط تر شده، P_c [m]، طبق رابطه (۳-۲۲) قابل محاسبه است [۴۷].

$$D_h = \frac{4A}{p} \quad (22-3)$$

۲-۳-۳ نیروی مغناطیسی

هرگاه یک ذره مغناطیسی، که با محیط اطراف از نظر خاصیت مغناطیسی تفاوت دارد درون یک میدان مغناطیسی غیریکنواخت قرار گیرد، از نظر مغناطیسی قطبی شده و به آن نیروی مغناطیسی وارد می‌شود. از این پدیده که به آن مگنتوفورسیس (MAP) نیز گفته می‌شود، در صنعت و تجارت با هدف جدا کردن ذرات جامد از محیط سیال، به وفور استفاده شده است.

برای به دست آوردن نیروی مگنتوفورسیس وارد بر یک ذره مغناطیسی درون یک میدان خارجی، ابتدا ذره را به شکل کره‌ای همگن به شعاع r_p و با مغناطیس‌پذیری $\vec{M}_2$ درون سیالی با نفوذپذیری مغناطیسی μ_1 در نظر بگیرید که تحت تاثیر میدان مغناطیسی یکنواخت $\vec{H}_0$ قرار گرفته است (شکل ۲-۳). پتانسیل اسکالر مغناطیسی برای داخل و خارج این کره به شکل



شکل ۲-۳: شماتیک میکروذره به صورت کره همگن [۷۱]

رابطه زیر بیان می‌شود [۷۱].

$$\varphi_1(r, \theta) = -H_0 r \cos \theta + \frac{X \cos \theta}{r^2}, \quad r > r_p \quad (23-3)$$

$$\varphi_2(r, \theta) = -Y r \cos \theta, \quad r < r_p \quad (24-3)$$

در روابط بالا X و Y دو ضریبی هستند که باید با توجه به شرایط مرزی تعیین شوند. شرط مرزی اول این است که پتانسیل اسکالر مغناطیسی در مرز ذره و سیال باید برابر باشد.

$$\varphi_1(r = r_p, \theta) = \varphi_2(r = r_p, \theta) \quad (25-3)$$

شرط مرزی دوم این است که چگالی شار مغناطیسی در سطح مشترک ذره و سیال نیز باید با

هم برابر باشند.

$$B_1 = B_2 \Rightarrow \mu_1 H_{r1}|_{r=r_p} = \mu_2 (H_{r2} + M_{r2})|_{r=r_p} \quad (26-3)$$

که در رابطه بالا، $H_{r1} = -\partial\varphi_1/\partial r$ و $H_{r2} = -\partial\varphi_2/\partial r$ به ترتیب شدت میدان مغناطیسی عمود بر سطح (شعاعی) در سیال و ذره است. با توجه به شرایط مرزی (۲۵-۳) و (۲۶-۳) و معادلات (۲۳-۳) و (۲۴-۳) ضرایب X و Y به شکل زیر به دست می‌آیند.

$$X = \frac{\mu_2 - \mu_1}{\mu_2 + 2\mu_1} R^3 H_o + \frac{\mu_2}{\mu_2 + 2\mu_1} R^3 M_2 \quad (27-3)$$

$$Y = \frac{2\mu_1}{\mu_2 + 2\mu_1} H_o - \frac{\mu_2}{\mu_2 + 2\mu_1} \quad (28-3)$$

لازم به ذکر است که Y بزرگترین میدان مغناطیسی درون ذره است. برای یک ذره، گشتاور مغناطیسی موثر به شکل زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{m}_{eff} = 4\pi X = 4\pi R^3 \left[\frac{\mu_2 - \mu_1}{\mu_2 + 2\mu_1} H_o + \frac{\mu_2}{\mu_2 + \mu_1} M_2 \right] \quad (29-3)$$

همچنین برای میدان مغناطیسی درون ذره داریم:

$$\vec{M}_2 = \chi_2 \vec{H}_2, \quad \chi_2 = \frac{\mu_2}{\mu_2 - 1} \quad (30-3)$$

با جایگذاری رابطه (۳۰-۳) در رابطه (۲۹-۳) رابطه گشتاور مغناطیسی موثر ذره بر حسب میدان مغناطیسی خارجی به دست می‌آید.

$$\vec{m}_{eff} = 4\pi R^3 K(\mu_2, \mu_1) \vec{H}, \quad K(\mu_2, \mu_1) = \frac{\mu_2 - \mu_1}{\mu_2 + 2\mu_1} \quad (31-3)$$

که به K تابع کلازیوس-موسوتی^۱ گفته می‌شود.

نیروی مغناطیسی که بر یک دوقطبی مغناطیسی با ممان دوقطبی موثر $\vec{m}_{eff}$ طبق رابطه زیر بیان می‌شود.

$$\vec{F}_m = \mu_1 \vec{m}_{eff} \cdot \nabla \vec{H}_o \quad (32-3)$$

با استفاده از روابط ممان موثر و نیروی دوقطبی و جایگذاری رابطه (۳۱-۳) در (۳۲-۳)،

¹Clausious-Mossotti

نیروی مغناطیسی وارد بر میکروذره کروی که درون میدان مغناطیسی خارجی غیر یکنواخت قرار گرفته است به دست می‌آید [۷۱].

$$\vec{F}_m = 2\pi\mu_1 R^3 K(\mu_1, \mu_2) \nabla \vec{H}_o \quad (3-33)$$

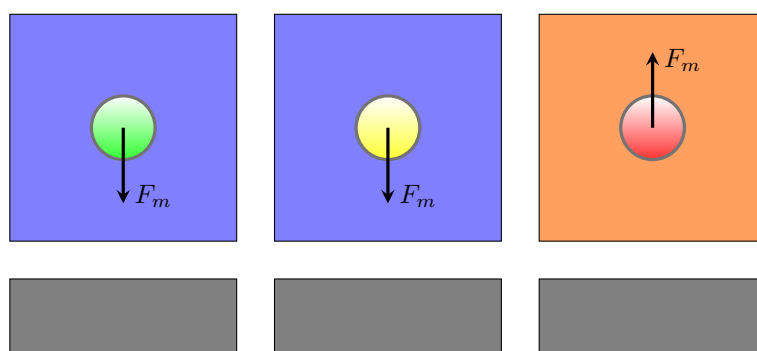
از رابطه نیروی مگنتوفورسیس (۳-۳۳) نتیجه می‌شود که این نیرو با حجم ذره (R^3) و با نفوذپذیری مغناطیسی سیال اطراف (μ_1) رابطه مستقیم دارد. این نیرو در جهت گرادیان میدان مغناطیسی بر ذره عمل می‌کند. همچنین مشاهده می‌شود که نیروی مگنتوفورسیس تابعی از ضریب کلازیوس-موسوتی است، که با تغییر علامت این ضریب، نیروی مغناطیسی نیز تغییر علامت می‌دهد.

از این جهت نیروی مگنتوفورسیس را بسته به علامت تابع K به دو دسته تقسیم کرد:

مگنتوفورسیس مثبت: هرگاه حساسیت مغناطیسی ذره از سیال بیشتر باشد ($\mu_1 < \mu_2$) مقدار ضریب کلازیوس-موسوتی (K) مثبت بوده و علامت نیروی مگنتوفورسیس نیز مثبت شده که باعث می‌شود ذره به سمت شدت میدان مغناطیسی بیشتر جذب شود.

مگنتوفورسیس منفی: هرگاه حساسیت مغناطیسی ذره از سیال کمتر باشد ($\mu_1 > \mu_2$) علامت K منفی شده که در نتیجه علامت نیروی مگنتوفورسیس منفی شده و باعث که ذره به سمت شدت میدان مغناطیسی کمتر حرکت کند.

جهت این نیروها به صورت شماتیک در شکل ۳-۳ نشان داده شده است.



- سلول‌ها با برچسب مغناطیسی ■ سیال دیامغناطیسی
- ذرات پارامغناطیسی ■ سیال مغناطیسی
- ذرات دیامغناطیسی ■ میدان مغناطیسی بیشتر

شکل ۳-۳: شماتیک جهت نیروی مگنتوفورسیس

فصل ۴

معتبرسازی مدل عددی و استقلال از
شبکه

در این فصل به بررسی این موضوعات می‌پردازیم:

۱- آیا نتایج شبیه سازی‌ها قابل قبول است؟ این نتایج تا چه اندازه مورد اعتماد است و مقدار خطا در آن چقدر است؟ برای رسیدن به پاسخ این سوال، میزان صحت نتایج را با انجام مقایسه‌ای برای یکی از پارامترهای مهم درگیر در این مساله بررسی کرده‌ایم. نیروی مگنتوفورسیس که یک پارامتر کلیدی در این مساله است به عنوان پارامتر مورد بررسی انتخاب شده که صحت آن با مقادیر همین نیرو که از رابطه تحلیلی بدست می‌آید سنجیده شده است.

۲- در این تحقیق چه سیستمی ارائه شده است؟ هدف اصلی این تحقیق جمع‌آوری و جداسازی دو مدل ذره مغناطیسی که درون یک سیال حامل غیرمغناطیسی (مانند آب) معلق هستند، به صورت همزمان و با بازده بالا می‌باشد. دستیابی به این هدف نیازمند یک سیستم مگنتوفورسیس با طراحی منحصر به فرد است که در اینجا این طرح ارائه شده است.

۳- آیا اندازه شبکه‌ای که انتخاب کرده‌ایم مناسب است؟ از آنجایی که در مدل‌های عددی ناحیه پیوسته به مجموعه‌ای از نواحی کوچکتر گسسته می‌شود، که در اصطلاح به این نواحی کوچک شبکه می‌گویند، لذا انتخاب اندازه شبکه مناسب از اقدامات ضروری مدل‌های عددی است. برای بدست آوردن اندازه شبکه مناسب حالتی خاص در نرم‌افزار برای ۵ اندازه مختلف شبکه مدل شده و با یکدیگر مقایسه گردیده و بهترین مورد انتخاب شده است.

۴- نحوه و روش مدل‌سازی این سیستم چگونه است؟ برای مدل‌سازی این سیستم از فرضیاتی استفاده شده است که در اینجا این دلیل استفاده از این فرضیات و شرایط استفاده از آن‌ها بررسی شده است. این فرضیات عبارتند از: سیستم ۲ بعدی مدل می‌شود، اثر ذرات بر میدان‌ها در قابل چشم‌پوشی است، اثر مغناطیسی ذرات بر یکدیگر نادیده گرفته شده و نیروهای عمقی مانند نیروی گرانش در معادلات لحاظ نشده است.

در طول این تحقیق و انجام شبیه‌سازی‌ها، مشخصات و ویژگی‌های ذرات و سیال حامل (آب) و ابعاد کانال لازم بوده که مقادیر این پارامترها در جدول ۴-۱ آورده شده است. همچنین در اینجا از نرم‌افزار کامسول نسخه 5.3 که مبتنی بر روش المان محدود است برای شبیه‌سازی استفاده شده است. نرم‌افزار کامسول مولتی‌فیزیکس یک نرم‌افزار چند منظوره بوده که با استفاده از روش‌های حل عددی پیشرفته مسائل فیزیک محور را مدل‌سازی و شبیه‌سازی میکند. امکان موازی‌سازی چند فیزیک مختلف از ویژگی‌های برتر این نرم‌افزار بوده که همین امر موجب انتخاب آن در این تحقیق شده است. در نرم‌افزار کامسول، از حل‌گر وابسته به زمان به منظور یافتن پاسخ مسائل متغیر با زمان استفاده میشود که به این نوع مسائل، مسائل پویا یا ناپایا می‌گویند. در این حل‌گر، زمان شروع و پایان بررسی برحسب یکی از واحدهای زمانی مانند ثانیه، تعیین میشود و حل‌گر فاصله زمانی تعیین‌شده را بر اساس الگوریتم‌های موجود در نرم‌افزار طی می‌نماید که به هریک از قدم‌های برداشته‌شده، گام زمانی می‌گویند. حل‌گر گذرا با زمان در این نرم‌افزار قابلیت استفاده از روش‌های گام زمانی ضمنی یا روش‌های صریح

جدول ۴-۱: مقادیر پارامترها [۷۲]

پارامتر	مقدار	تعریف
L	۲/۵ [mm]	طول
W	۱ [mm]	عرض
T	۵۰ [μm]	ضخامت
μ_w	۱۰۰۰۰۰	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی
M_{ws}	$۸/۶ \times ۱۰^۵$	مغناطیس پذیری اشباع
d_p	۲/۸ [μm]	قطر
ρ_p	۱۵۷۸ [kg/m^3]	چگالی
μ_p	۱/۹۲۳	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی
d_p	۴/۵ [μm]	قطر
ρ_p	۱۵۳۸ [kg/m^3]	چگالی
μ_p	۲/۵۸	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی
ρ_f	۱۰۰۰ [kg/m^3]	چگالی
η	۰/۰۰۱ [Pa.s]	ویسکوزیته دینامیکی
μ_f	۱	نفوذپذیری مغناطیسی نسبی

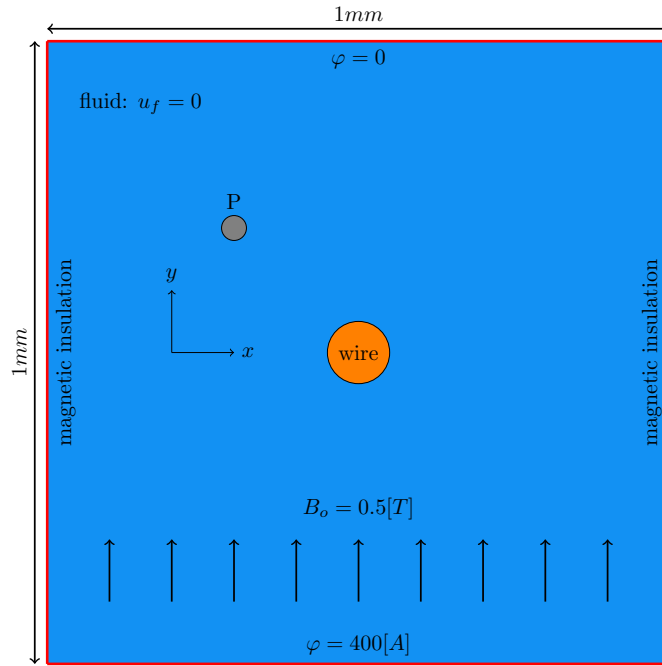
خانواده رانج کوتا^۱ را دارا می باشد. در این نرم افزار به منظور همگرایی معادلات، خطای تمامی پارامترهای موجود تا مقدار ۰/۰۰۱ بررسی شد.

۴-۲ معتبرسازی مدل عددی

به منظور شبیه سازی حرکت میکروذرات درون سیستم میکروفلوئیدیک مورد بررسی که بر مبنای تکنیک مگنتوفورسیس عمل می کند، ابتدا نیازمند محاسبه دقیق و صحیح نیروها و میدان ها می باشیم. برای رسیدن به این هدف می توان از دو روش عددی یا آزمایشگاهی استفاده کرد.

در روش عددی مدل شبیه سازی شده و نتایج آن با روابط تحلیلی موجود مقایسه می شوند و در روش عملی می توان نتایج مدل عددی را با نتایج تست های آزمایشگاهی مقایسه کرد. در اینجا به منظور سنجش میزان اعتبار نتایج بدست آمده، آن ها را با روابط تحلیلی موجود مقایسه کرده و میزان خطا مشخص گردیده است. این مقایسه برای نیروی مغناطیسی وارد بر یک ذره صورت گرفته (این نیرو دو مولفه عمودی و افقی دارد) یعنی مقدار این نیرو از رابطه تحلیلی محاسبه شده و با مقادیر بدست آمده از شبیه سازی عددی مقایسه گردیده است.

^۱Runge-kutta



شکل ۱-۴: مدل استفاده شده برای اعتبارسنجی: $u_f = 0$ ، $d_w = 5^\circ [\mu m]$

هندسه مدلی که برای اعتبار سنجی استفاده شده در شکل ۱-۴ قابل مشاهده است.

۱-۲-۴ نیروی مگنتوفورسیس تحلیلی

برای بدست آوردن نیروی مگنتوفورسیس تحلیلی، یک سیم فرومغناطیسی را درون عمود بر میدان یکنواخت خارجی همانطور که در شکل ۲-۴ نشان داده شده است در نظر بگیرید. با نوشتن معادله ماکسول برای اطراف سیم و برقرار کردن شرایط مرزی در مرز مشترک سیم و محیط پتانسیل اسکالر مغناطیسی به صورت زیر بدست می‌آید [۷۲، ۷۳].

$$\varphi = -H_o y + k H_o a^2 \frac{y}{x^2 + y^2}, \quad r = \sqrt{x^2 + y^2} > a \quad (1-4)$$

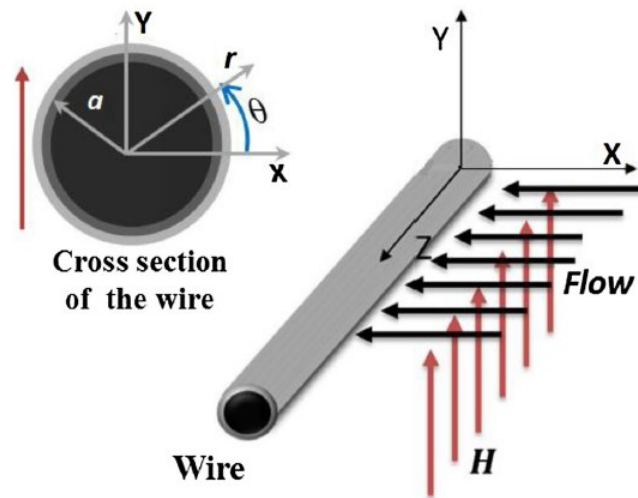
که در این رابطه r فاصله از مرکز سیم در مختصات استوانه‌ای، H_o میدان مغناطیسی خارجی و a شعاع موثر سیم فرومغناطیسی می‌باشد.

با فرض اینکه نفوذپذیری مغناطیسی سیال محیطی تقریباً برابر با نفوذپذیری خلاء μ_o بوده و همچنین μ_w نفوذپذیری مغناطیسی سیم فرومغناطیس باشد [۷۳]:

$$k = \frac{\mu_w - \mu_o}{\mu_w + \mu_o} \quad (2-4)$$

بنابراین، برای $\vec{H}$ درون سیال و در نزدیکی سیم [۷۳]:

$$\vec{H} = -\nabla \varphi = \frac{H_o}{(x^2 + y^2)^2} \left[\left[2a^2 kxy \right] \hat{e}_x + \left[(x^2 + y^2)^2 - a^2 k(x^2 - y^2) \right] \hat{e}_y \right] \quad (3-4)$$



شکل ۴-۲: نحوه قرارگیری سیم درون میدان‌ها [۷۲]

رابطه بالا نشان می‌دهد که یک میدان مغناطیسی تک بعدی و یکنواخت، در نزدیکی سیم فرو مغناطیس از حالت یکنواختی خارج شده و در آن گرادیان بوجود می‌آید. همچنین این میدان دیگر تک بعدی نبوده و مولفه افقی و عمودی پیدا می‌کند.

اگر ذره مغناطیسی مانند یک دوقطبی مغناطیسی نقطه‌ای در نظر گرفته شود، نیروی مغناطیسی وارد بر آن برابر است با [۷۲]:

$$\vec{F}_m = \frac{1}{r^3} \mu_o \chi V_p \nabla \vec{H}^2 \quad (4-4)$$

با توجه به میدان مغناطیسی درون میکروکانال در نزدیکی سیم که در رابطه (۴-۳) بیان شد، مولفه‌های افقی و عمودی نیروی مغناطیسی وارد بر میکروذره مغناطیسی از روابط زیر به دست می‌آیند [۷۲]:

$$F_{mx} = -\frac{1}{2} \mu_o \chi V_p H_o^2 a^2 k \frac{(ka^2 - x^2 + 3y^2)x}{(x^2 + y^2)^3} \quad (5-4)$$

$$F_{my} = -\frac{1}{2} \mu_o \chi V_p H_o^2 a^2 k \frac{(ka^2 - 3x^2 + y^2)y}{(x^2 + y^2)^3} \quad (6-4)$$

که در این روابط $\vec{H}_o = H_o \hat{e}_y$ شدت میدان خارجی که در راستای عمودی می‌باشد، a شعاع سیم فرومغناطیسی و k بر حسب مغناطیس پذیری اشباع سیم^۱، M_{ws} ، طبق رابطه زیر تعریف

^۱Wire saturation magnetization

می‌شود [۷۲]:

$$k = \begin{cases} 1/0 & \text{if } H_o \leq \frac{M_{ws}}{4}; (\text{غیر اشباع}) \\ \frac{M_{ws}}{4H_o} & \text{if } H_o > \frac{M_{ws}}{4}; (\text{اشباع}) \end{cases} \quad (۷-۴)$$

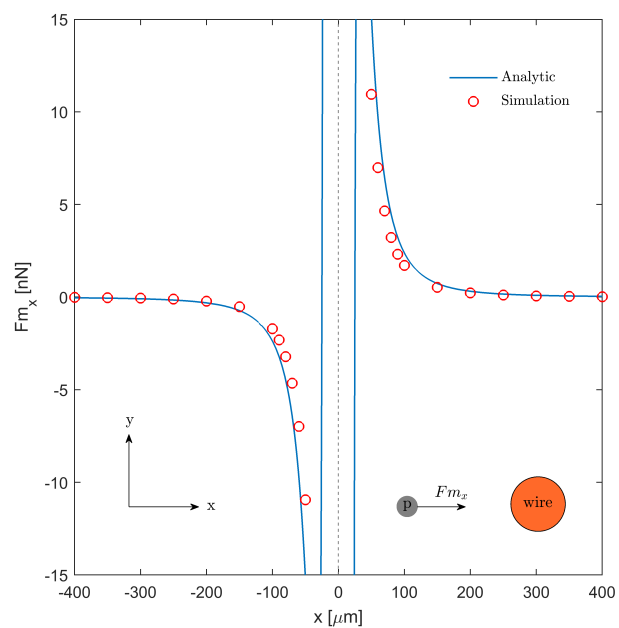
روابط بالا نشان می‌دهند که نیروی مغناطیسی که به ذرات در نزدیکی سیم‌ها وارد تابعی از مکان آن‌ها بوده و با تغییر فاصله آن‌ها از سیم، این نیرو تغییر می‌کند. با توجه به مقدار پارامترهای ثابت (جدول ۴-۱) و با قرار دادن $y = 0$ در رابطه (۴-۵) مقدار نیروی مگنتوفورسیس در راستای افقی گذرنده از مرکز سیم بر حسب فاصله افقی از آن به دست می‌آید. همچنین با جایگذاری $x = 0$ در رابطه (۴-۶) نیروی عمودی وارد بر ذره در راستای عمودی گذرنده از مرکز سیم قابل محاسبه است. با محاسبه این نیروها، توزیع نیروی مگنتوفورسیس وارد بر ذره در جهت افقی و عمودی قابل رسم است. مقادیر این نیروها در شکل ۴-۳ و شکل ۴-۴ رسم شده‌اند.

۲-۲-۴ نیروی مگنتوفورسیس عددی

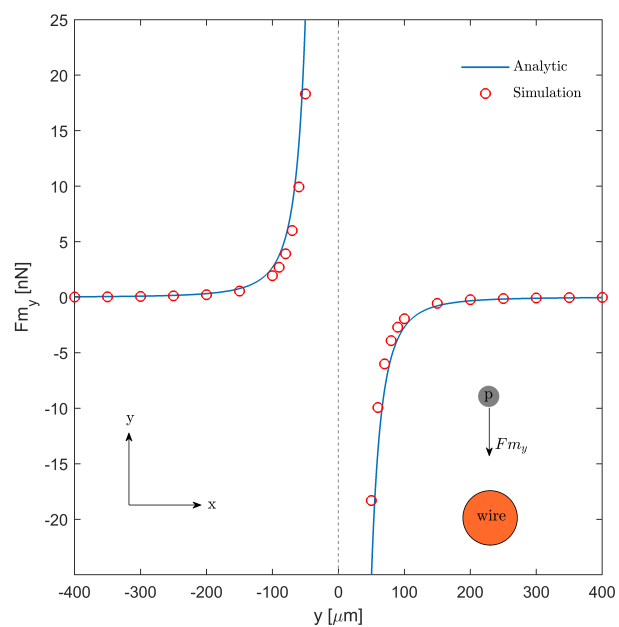
برای محاسبه نیروی مگنتوفورسیس در مدل عددی ابتدا سیستم شکل ۴-۱ در نرم‌افزار رسم شد. سپس مقادیر پارامترهای مربوط به جنس مواد به نرم‌افزار داده شده است. همچنین در این بررسی سیال ساکن و فاقد سرعت است. شرط مرزی پتانسیل مغناطیسی به دیواره بالایی و پایینی میکروکانال اعمال شده تا میدان یکنواخت درون کانال و دور از سیم‌ها بدست آید. معادله (۳-۱۴) به صورت مستقل از زمان و در حالت پایا حل شده و توزیع میدان مغناطیسی درون سیستم بدست می‌آید (معادلات جریان سیال اثر در نیروی مگنتوفورسیس نداشته، بنابراین در این مدل آن‌ها حل نشده‌اند). با مشخص شدن توزیع میدان مغناطیسی، تانسور تنش ماکسول بر روی سطح ذره انتگرال‌گیری شده و نیروی مغناطیسی که بر ذره وارد می‌شود به دست آمده است. با تغییر مکان ذره نسبت به سیم، فرآیند محاسبه نیرو تکرار شده و نمودار نیروی مغناطیسی بر حسب فاصله ذره از سیم ترسیم شده است. این نمودار برای دو حالتی که ذره و سیم در راستای افقی و عمودی قرار گرفته باشند برای هر دو مدل ذره مورد بررسی در این تحقیق، به صورت مجزا در شکل‌های ۴-۳ و ۴-۴ با مقادیر همین نیروها که از رابطه تحلیلی بدست آمده مشاهده می‌شود.

۳-۲-۴ مقایسه نتایج تحلیلی و عددی

در شکل ۴-۳ و شکل ۴-۴ مقادیر محاسبه شده این دو نیرو (نیروی مگنتوفورسیس محاسبه شده از رابطه تحلیلی و نیروی مگنتوفورسیس منتج از مدل عددی) برای دو ذره با یکدیگر مقایسه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود نتایج حاصل از مدل عددی با نتایج رابطه

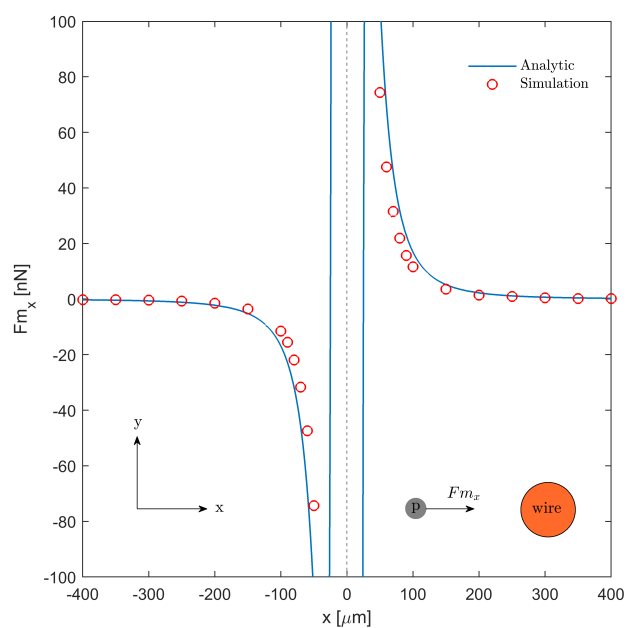


(آ) نیروی مگنتوفورسیس در جهت x

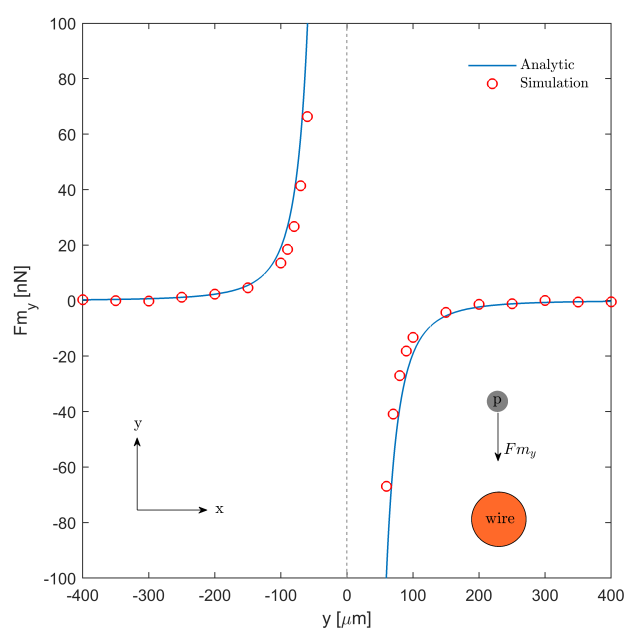


(ب) نیروی مگنتوفورسیس در جهت y

شکل ۳-۴: مقایسه نیروی مگنتوفورسیس وارد بر ذره M-280 حاصل از شبیه‌سازی عددی با نیروی مگنتوفورسیس حاصل از رابطه تحلیلی تحت شرایط: $B_o = 5^\circ [\text{T}]$ ، $d_w = 5^\circ [\mu\text{m}]$ و $\mu_o = 4\pi \times 10^{-7} [\text{H/m}]$



(آ) نیروی مگنتوفورسیس در جهت x



(ب) نیروی مگنتوفورسیس در جهت y

شکل ۴-۴: مقایسه نیروی مگنتوفورسیس وارد بر ذره M-450 حاصل از شبیه‌سازی عددی با نیروی مگنتوفورسیس حاصل از رابطه تحلیلی تحت شرایط: $B_o = 5$ [T]، $d_w = 50$ [μm] و $\mu_o = 4\pi \times 10^{-7}$ [H/m]

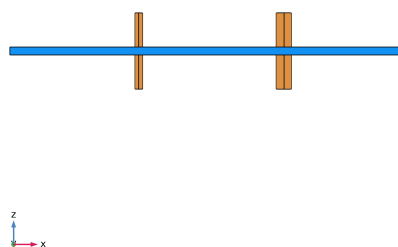
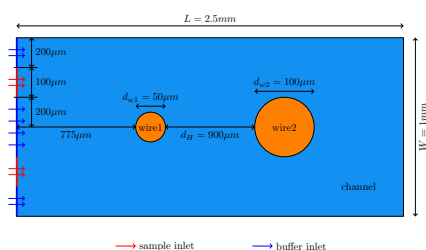
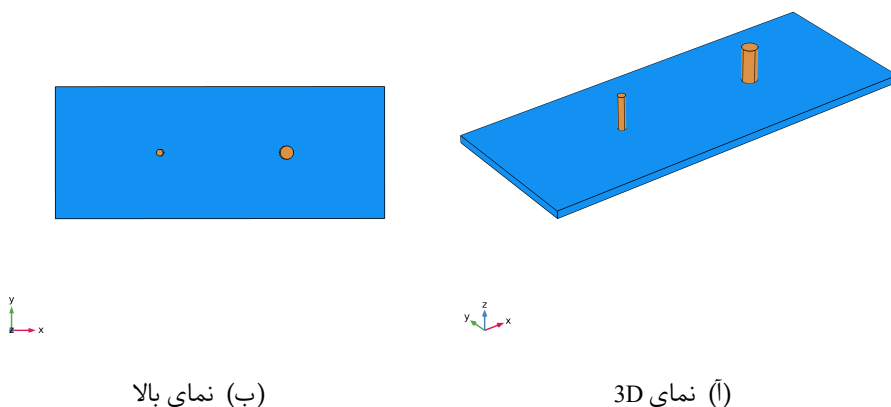
تحلیلی تطابق نسبتاً خوبی دارد و می‌توان نتیجه گرفت که شبیه‌سازی مدل عددی انجام شده قابل اعتماد است. با تعیین مقدار خطا طبق رابطه زیر:

$$(۴-۸) \quad \text{خطا} = \left| \frac{\text{مقدار عددی} - \text{مقدار تحلیلی}}{\text{مقدار تحلیلی}} \right| \times ۱۰۰$$

و میانگین گیری بر روی کل نتایج، مقدار خطا برای ذره M-280، ۶ درصد و برای ذره M-450، ۷ درصد بدست آمد.

۳-۴ هندسه سیستم میکروفلوئیدیک

در شکل ۴-۵ سیستم میکروفلوئیدیک مورد بررسی در این تحقیق از نماهای مختلف نشان داده شده است. به دلیل اینکه در جهت عمق کانال، z ، در سیستم تغییری نداریم، لذا سیستم به صورت دو بعدی مدل می‌شود. در این سیستم برای ایجاد میدان مغناطیسی از آهنربای



(د) ابعاد هندسی

(ج) نمای بغل

شکل ۴-۵: نمایش سیستم از نماهای مختلف و ابعاد هندسی آن

دائمی استفاده شده و برای ایجاد گرادیان میدان مغناطیسی موضعی دو سیم فرومغناطیسی از جنس نیکل درون میکروکانال قرار گرفته که اندازه قطر آن‌ها متفاوت است. سیم اول (w_1) با قطر کوچکتر برای جمع‌آوری ذرات بزرگتر (M-450) و سیم دوم (w_2) با قطر بزرگتر برای جمع‌آوری ذرات کوچکتر (M-280) درون کانال قرار داده شده است. همچنین ابعاد این سیستم در شکل ۴-۵ قابل مشاهده است.

۴-۴ استقلال از شبکه

مدل‌ها و شبیه‌سازی‌های عددی مبتنی بر روش‌های عددی هستند. روش‌های عددی بر اساس گسسته‌سازی ناحیه محاسباتی توسعه یافته‌اند. گسسته‌سازی میدان محاسباتی بدین مفهوم است که ناحیه محاسباتی مورد نظر به جای اینکه به صورت فضایی پیوسته که متشکل از بی‌نهایت ناحیه کوچک است بررسی و تحلیل شود، به تعداد محدودی از نواحی کوچکتر شکسته شده و معادلات حاکم بر روی این نواحی کوچک حل می‌شود. این امر یک اصل مهم در هرگونه تحلیل عددی با استفاده از روش‌های مرسوم از قبیل المان محدود و یا حجم محدود می‌باشد. بنابراین از اقدامات اولیه و ضروری هر تحلیل عددی، تولید شبکه مناسب است.

ناحیه محاسباتی که هندسه مورد بررسی (فضای پیوسته) را تشکیل می‌دهد، طی فرآیند تولید شبکه به نواحی کوچکی با اندازه و اشکال مختلفی تبدیل شده که به این نواحی المان گفته می‌شود و حل معادلات حاکم بر روی این المان‌های انجام می‌گیرد.

با توجه به مطالب گفته شده می‌توان نتیجه گرفت که تولید شبکه در نتایج تحلیل عددی مستقیماً تاثیر گذار است و نمی‌توان آن را نادیده گرفت. لذا یکی از مراحل شبیه‌سازی و تحلیل مدل عددی بررسی وابستگی نتایج به شبکه تولید شده یا اصطلاحاً استقلال از شبکه است.

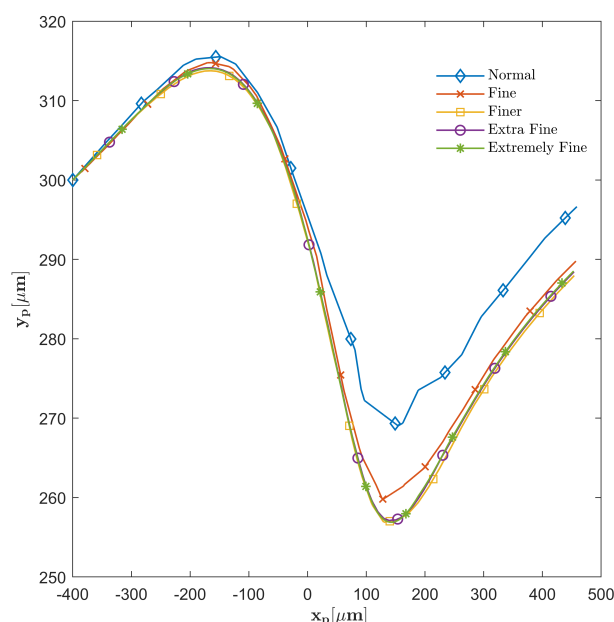
استقلال از شبکه به بیان ساده عبارت است از بررسی اندازه شبکه تولید شده و عدم وابستگی نتایج تحلیل عددی به این شبکه است. به منظور بررسی میزان وابستگی یا عدم وابستگی دامنه حل به تعداد شبکه یکی از پارامترهای مساله که از حل عددی نتیجه می‌شود انتخاب شده و برای شبکه‌های مختلف با شکل‌ها و اندازه‌های متفاوت مورد بررسی قرار می‌گیرد. در نهایت نتایج حل عددی باید بر اساس شبکه تولید شده همگرا شوند.

از آنجا که مدل حاضر دارای نواحی با مرزهای منحنی است و همچنین با توجه به اینکه مساله به صورت دوبعدی مدل می‌شود، لذا استفاده از شبکه غیرسازمان یافته انتخابی مناسب است.

برای بررسی عدم وابستگی تحلیل عددی به اندازه شبکه، جابجایی میکروذره درون سیستم مورد بررسی قرار گرفت. بدین منظور با فرض کوچک بودن میکروذره نسبت به ابعاد میکرو-کانال و امکان استفاده از رابطه استوکس برای محاسبه نیروها، ابتدا شرایط مرزی به مدل اعمال شده، ناحیه محاسباتی شبکه بندی شده و معادلات حاکم بر میدان مغناطیسی و میدان

جریان سیال با توجه به شرایط مرزی اعمالی بر روی ناحیه محاسباتی در حالت پایا^۱ حل شده و توزیع میدان جریان و فشار و میدان مغناطیسی درون میکروکانال به دست می‌آید. سپس میکروذره M-280 با خواص مشخص که در بخش قبل گفته شد، از مکان مشخصی در جریان رها می‌شود. این ذره در اثر اعمال نیروی های خارجی مانند نیروی درگ هیدرودینامیک و نیروی مگنتوفورسیس درون میکروکانال شروع به حرکت کرده و در اثر این نیروها در راستای افقی و عمودی جابجا می‌شود. از این جابجایی ذره درون میکروکانال به عنوان متغیر بررسی استقلال از شبکه استفاده شده است.

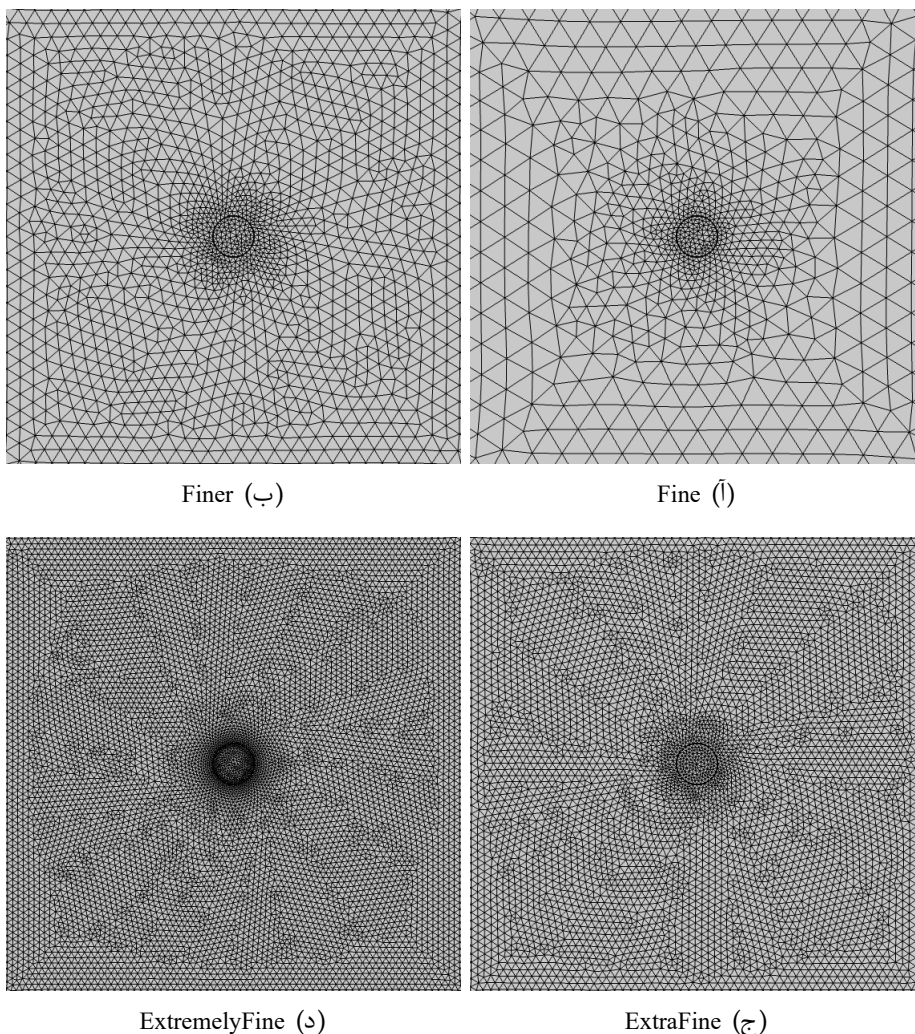
در اینجا مسیر حرکت یک ذره که مدل آن در شکل ۴-۱ نشان داده شده است، برای پنج حالت شبکه که اندازه آن‌ها متفاوت است مورد بررسی قرار گرفته است. حرکت ذره در هریک از این مدل‌ها مشخص شده که نتایج برای این پنج حالت در شکل ۴-۶ رسم و مقایسه شده است. اطلاعات مربوط به این شبکه‌بندی‌ها در جدول ۴-۲ و همچنین تصویر مربوط



شکل ۴-۶: مسیر حرکت یک ذره M-280 درون میکروکانال برای سایزهای مختلف شبکه $\bar{U}_{in} = 10$ [mm/s]، مکان رهاسازی ذره، $(x_o, y_o) = (-400 [\mu m], 300 [\mu m])$

به آن‌ها در شکل ۴-۷ آورده شده است. همانطور که در شکل ۴-۶ قابل مشاهده است، حرکت میکروذره از مورد سوم به بعد (Finer) تغییر قابل توجهی نداشته و ذره مسیر حرکت ثابتی دارد. با توجه به اینکه حرکت ذره از مورد سوم به بعد همگرا شده و با ریزتر کردن اندازه شبکه تفاوت چندانی در آن ایجاد نمی‌شود، لذا ریز شدن اندازه شبکه تا همین حد کفایت کرده و مورد چهارم به عنوان اندازه شبکه مناسب برای مدل‌های بعدی انتخاب شده است. با این انتخاب، علیرغم داشتن کمترین حجم محاسبات رایانه‌ای و کمتر شدن زمان محاسباتی، نتایج به دست آمده از اندازه شبکه مستقل می‌باشد.

¹Stationary



شکل ۴-۷: شبکه‌بندی میکروکانال و اطراف سیم

۵-۴ روش مدل‌سازی

در این تحقیق و در نتایجی که مورد بحث قرار می‌گیرد از دو فرض اساسی استفاده شده است. فرض اول ناچیز بودن اثر ذرات بر میدان مغناطیسی و میدان جریان سیال و فرض دوم نادیده

جدول ۴-۲: اطلاعات مربوط به هر یک از شبکه‌ها

شماره مورد	ویژگی	کمترین اندازه المان $[\mu\text{m}]$	بیشترین اندازه المان $[\mu\text{m}]$	تعداد کل المان‌ها
I	Normal	۰/۳	۶۷	۱۲۹۴
II	Fine	۰/۱۲۵	۳۷	۲۶۶۰
III	Finer	۰/۰۷۵	۲۰	۷۳۹۴
VI	Extra Fine	۰/۰۲	۱۰	۲۷۳۱۶
V	Extremely Fine	۰/۱۵	۵	۱۰۵۹۳۸

گرفتن اثر ذرات بر یکدیگر است. فرض اول منجر می‌شود که معادلات میدان و حرکت ذرات به صورت یکطرفه کوپل شوند یعنی ابتدا میدان جریان سیال و میدان مغناطیسی به صورت پایا و مستقل از وجود ذرات حل شده و توزیع سرعت سیال و میدان مغناطیسی درون میکروکانال بدست می‌آید. با معلوم شدن این پارامترها نیروهای مغناطیسی و درگ وارد بر ذره در هر نقطه درون کانال محاسبه می‌شود. سپس معادله حرکت ذره با استفاده از مقادیر این نیروها به صورت زمانی و با گام زمانی مشخص حل شده و سرعت ذره بدست آمده که نتیجتاً مکان ذره در گام زمانی بعدی مشخص می‌شود. با تکرار این فرآیند مسیر حرکت ذره درون کانال بدست می‌آید.

با فرض دوم از اثر وجود دیگر ذرات بر هر ذره چشم‌پوشی می‌شود و باعث می‌شود که حرکت ذرات به صورت تک ذره مدل شود. همانطور که در ادامه مشاهده خواهد شد وجود هر ذره هم میدان مغناطیسی و هم میدان جریان سیال را تغییر می‌دهد و بر توزیع آن‌ها اثر گذار است. این توزیع میدان‌ها در اطراف ذرات سبب اعمال نیرو بر ذرات مجاور آن‌ها می‌شود. در اینجا امکان استفاده و صحت این فرضیات بررسی شده است.

۴-۵-۱ فرض کوچک بودن ذرات

این فرض سبب می‌شود که اولاً ذرات به صورت دوقطبی نقطه‌ای مدل شوند، ثانیاً از قانون استوکس استفاده می‌شود. این دو فرض سبب می‌شوند که میدان جریان‌ها و معادله حرکت ذرات به صورت یکطرفه کوپل شوند و از تاثیر ذرات بر میدان‌ها صرف نظر شود. از این رو ابتدا میدان مغناطیسی و میدان جریان به صورت مستقل از اثر وجود ذرات بر آن‌ها حل شده و توزیع سرعت و میدان مغناطیسی در هر نقطه درون کانال بدست می‌آید. سپس با توجه به اینکه ذرات به صورت نقطه‌ای در نظر گرفته می‌شود و نیز با توجه به اینکه در چه مکانی درون کانال قرار دارند، مقادیر میدان و سرعت از حل پایا در آن نقطه خوانده شده و در روابط نیرو جایگذاری می‌شوند. با محاسبه مقادیر نیروها، نتایج بدست آمده در معادله حرکت ذرات قرار داده می‌شوند. معادله حرکت ذرات به صورت ناپایا و تابع زمان، در گام‌های زمانی مشخص که به نرم‌افزار داده می‌شود حل شده و سرعت حرکت ذره بدست می‌آید. با مشخص بودن سرعت حرکت ذره، مکان ذره در گام زمانی بعدی بدست می‌آید. این فرآیند برای هر گام زمانی حل شده تا در نهایت مسیر حرکت هر ذره درون میکروکانال مشخص شود.

در مقابل زمانی که فرض کوچک بودن ذرات در نظر گرفته نشود، که اصطلاحاً به آن کوپل دوطرفه گفته می‌شود، معادلات میدان‌ها و معادله حرکت ذرات از یکدیگر مستقل نبوده و تمام معادلات همزمان با هم و به صورت ناپایا حل می‌شوند. در مدل کوپل دو طرفه ذره با هندسه مشخص درون نرم‌افزار مدل شده و مرزهای آن مشخص است. سپس همه معادلات (میدان مغناطیسی، میدان جریان سیال و حرکت جسم) به صورت عددی در یک گام زمانی حل شده تا همگرا شوند. بدیهی است که در این مدل اثر وجود ذرات بر میدان مغناطیسی و

میدان جریان سیال اعمال می‌شود (شرط مرزی جریان در دیواره ذره شرط عدم لغزش است). با همگرایی معادلات، مقادیر سرعت و میدان مغناطیسی در مرز ذره بدست می‌آید. تانسور تنش ماکسول و تانسور تنش هیدرودینامیک بر روی سطح ذره انتگرال‌گیری شده و مقادیر نیروهای مغناطیسی و هیدرودینامیکی وارد بر ذره بدست می‌آیند. این نیروها بر ذره اعمال شده و سرعت حرکت ذره مشخص می‌شود. با مشخص بودن سرعت ذره، مکان ذره در گام زمانی بعدی بدست می‌آید. سپس در گام زمانی بعد، ذره در مکانی که از حل گام زمانی قبل بدست آمده مدل شده و دوباره این فرآیند تکرار می‌شود. با پیشروی گام زمانی، مسیر حرکت ذره درون میکروکانال مشخص می‌شود.

در ابتدای فصل گفته شد که در این تحقیق فرض شده است که ذرات نسبت به ابعاد سیستم کوچک هستند، لذا از مدل کوپل یک‌طرفه استفاده شده است. برای بررسی صحت این فرض، یک حالت خاص که در آن فقط یک ذره M-280 درون جریان رها می‌شود، با پارامترهای مشخص، ابتدا به روش کوپل یک‌طرفه مدل شد و مسیر حرکت ذره بدست آمد. سپس همین حالت با روش کوپل دو طرفه مدل شد و مسیر ذره در آن بدست آمد و با مدل قبل مقایسه گردید.

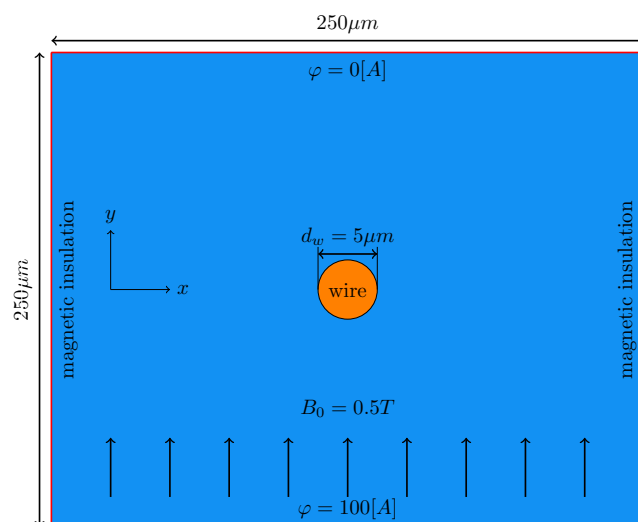
نتایج حاصله نشان می‌دهد که در مدل ساده شده، توزیع میدان مغناطیسی اطراف هر یک از ذرات نادیده گرفته می‌شود. اما در مدل کوپل دو طرفه این ذرات، خود مانند یک سیم کوچک عمل کرده و در اطراف آن‌ها ناحیه جاذبه و دافعه همانند سیم‌های فرومغناطیسی بوجود می‌آید.

این میدان مغناطیسی اطراف ذرات سبب می‌شود که واکنش ذرات نسبت به میدان مغناطیسی سیم‌ها اندکی شدیدتر شود، یعنی اگر در ناحیه دافعه باشد ذره شدیدتر دفع شده و اگر در ناحیه جاذبه باشد ذره شدیدتر جذب می‌شود. اما علیرغم این مساله با توجه به اینکه اندازه ذرات نسبت به اندازه میکروکانال بسیار کوچک است تفاوت چندانی در مسیر حرکت ذرات مشاهده نمی‌شود و استفاده از این فرض قابل قبول است. حرکت تک ذره M-280 برای این دو مدل در شکل ۴-۸ رسم شده است.

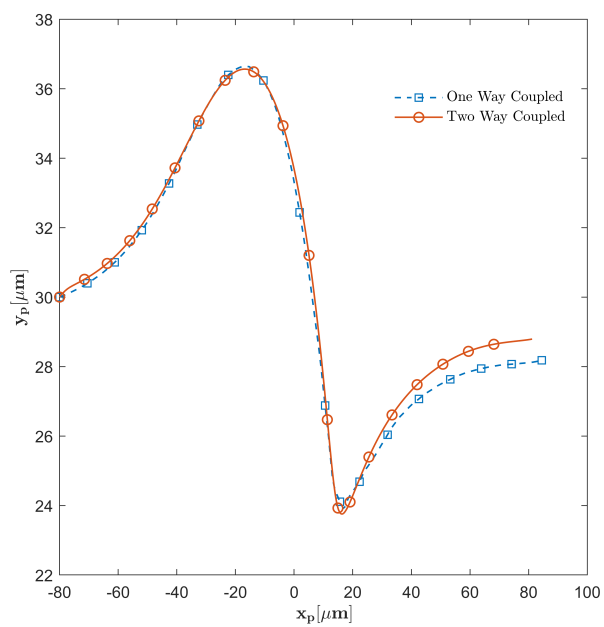
۴-۵-۲ اثر ذرات بر یکدیگر

یکی از نیروهایی که بر حرکت ذرات در سیستم میکروفلوئیدیک اثر گذار است نیروی برهم‌کنش بین ذرات است. این نیرو در فرض کوپل یک‌طرفه نادیده گرفته شده و از آن صرف نظر می‌شود. اما در مدل کوپل دو طرفه پدیدار می‌شود. زمانی که تراکم ذرات کم بوده و ذرات از یکدیگر فاصله نسبتاً زیادی داشته باشند، این نیرو قابل چشم‌پوشی بوده و می‌توان از آن صرف نظر کرد. اما اگر تعداد ذرات و تراکم آن‌ها زیاد باشد، این نیرو مهم بوده و نمی‌توان آن را نادیده گرفت.

ذرات مغناطیسی به دلیل داشتن خاصیت مغناطیسی نسبت به سیال محیط، خود نیز

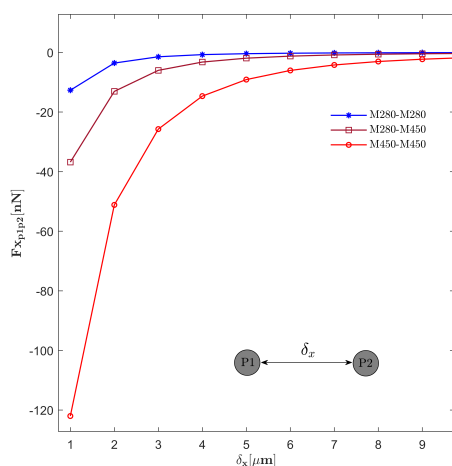


(ا) هندسه مدل

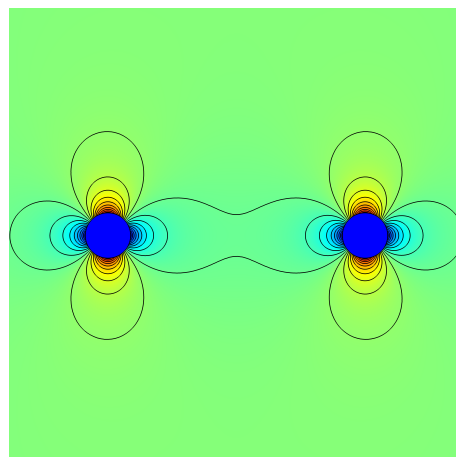


(ب) مسیر حرکت ذره

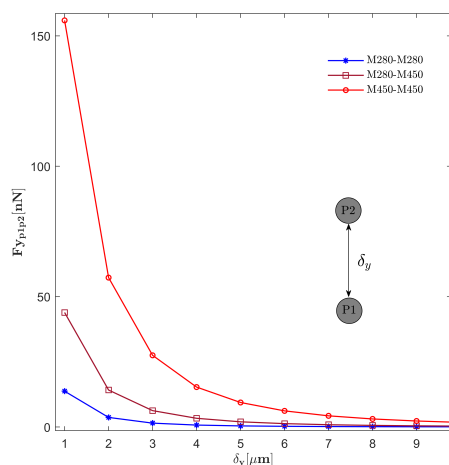
شکل ۴-۸: حرکت ذره M-280 ، مقایسه بین کوپل یکطرفه و کوپل دوطرفه: $\bar{U}_{in} = 1^\circ [\text{mm/s}]$



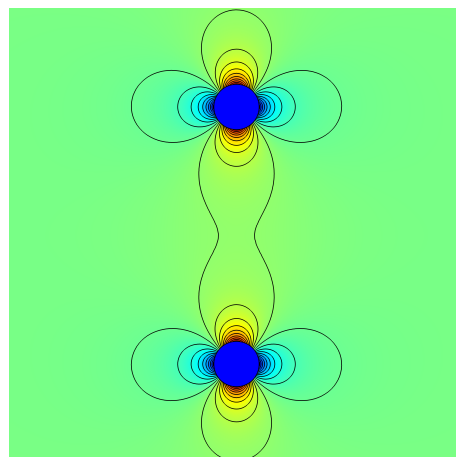
(ب) نیروی مغناطیسی بین ذرات در حالت قرارگیری افقی



(آ) توزیع میدان مغناطیسی و خطوط H ثابت در اطراف ذرات در حالت قرارگیری افقی



(د) نیروی مغناطیسی بین ذرات در حالت قرارگیری عمودی



(ج) توزیع میدان مغناطیسی و خطوط H ثابت در اطراف ذرات در حالت قرارگیری عمودی

شکل ۴-۹: نیروی برهم کنش مغناطیسی بین ذرات (نیروی وارده بر ذره p2 از طرف ذره p1): $B_o = 0.5$ [T], $\vec{U}_{in} = 0$

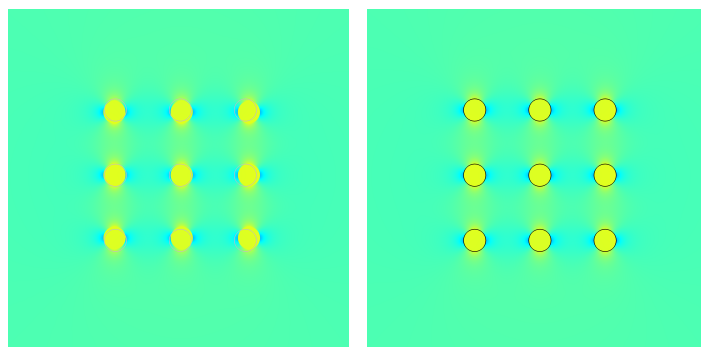
مانند یک سیم عمل کرده و در اطراف خود یکنواختی میدان مغناطیسی را غیریکنواخت می‌کنند. لذا در اطراف ذرات گرادیان میدان مغناطیسی بوجود آمده که این گرادیان مشابه گرادیان سیم‌های فرومغناطیسی بوده و باعث می‌شود که در بالا و پایین ذرات ناحیه جاذبه و در چپ و راست آن‌ها ناحیه دافعه بوجود آید. در شکل ۴-۹ این نیروها برای حالات مختلف قرارگیری ذرات M-450 و M-280 نسبت به یکدیگر محاسبه شده است. در این مدل‌ها میدان مغناطیسی خارجی کاملاً یکنواخت بوده و فقط ذرات مورد بررسی قرار گرفته و سیم‌ها نیز در نظر گرفته نشده‌اند.

مشاهده می‌شود که بازه اعمالی این نیرو بسیار کوچک می‌باشد. مثلاً برای ذره M-280 این نیرو در فواصل کمتر از $7 \mu\text{m}$ و برای ذره M-450 در فاصله کمتر از $10 \mu\text{m}$ فعال می‌شود. همچنین برای بررسی حرکت تجمعی ذرات با کوپل دوطرفه مدلی انجام گرفت که در آن

تعداد ۹ ذره M-280 در ترکیبی ۳ ردیفه با فاصله 10° [μm] از یکدیگر قرار داده شد. شکل ۴-۱۰ رفتار این ذرات را پس از گذشت مدت زمان کوتاهی نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که ذرات در مدت زمان اندکی در جهت عمودی به یکدیگر نزدیک شده و به هم می‌چسبند و در جهت افقی از یکدیگر فاصله می‌گیرند. این رفتار نشان دهنده اثر نیروی برهم‌کنش ذرات است که نشان می‌دهد ذرات تمایل دارند در جهت عمودی به یکدیگر بچسبند و تشکیل زنجیره‌ای از ذرات را دهند.

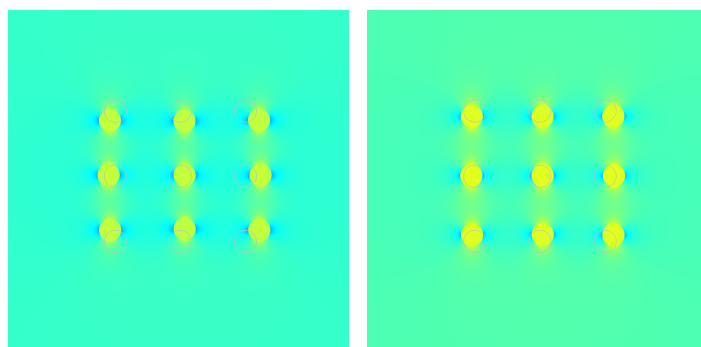
در این تحقیق و در نتایجی که در فصل بعد آمده است، با توجه به این که اندازه ذرات مورد بررسی (M-280 و M-450) نسبت به ابعاد هندسی سیستم میکروفلوئیدیک (عرض کانال و قطر سیم‌ها) کوچک بوده از اثر ذرات بر میدان‌ها چشم‌پوشی شده و از فرض کوپل یکطرفه استفاده شده است.

همچنین فرض شده است که غلظت محلول به اندازه‌ای پایین بوده که ذرات فاصله کافی از یکدیگر داشته و بر یکدیگر اثر گذار نبوده، لذا از اثر نیروی بین ذرات نیز صرف نظر شده و در مدل‌های انجام گرفته این نیرو لحاظ نشده است.



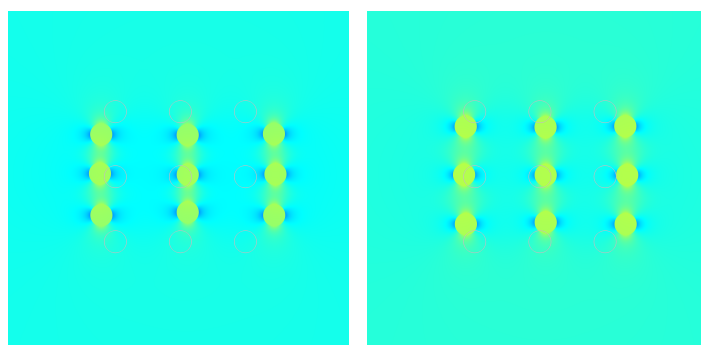
(ب) $t = 1 \mu\text{s}$

(ā) $t = 0 \text{ s}$



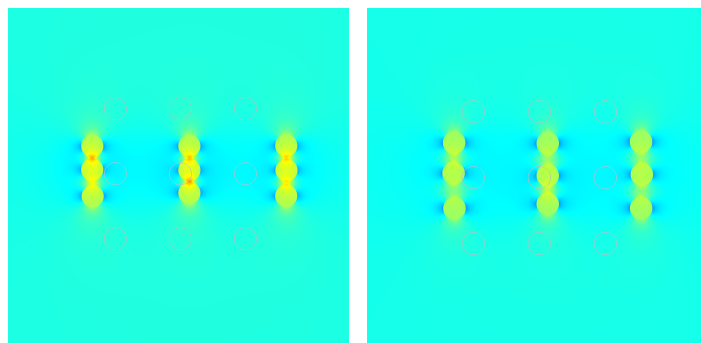
(د) $t = 3 \mu\text{s}$

(ج) $t = 2 \mu\text{s}$



(گ) $t = 5 \mu\text{s}$

(ه) $t = 4 \mu\text{s}$



(ح) $t = 6 \mu\text{s}$

(ز) $t = 55 \mu\text{s}$

شکل ۴-۱: حرکت مجموعه ذرات M-280 ناشی از نیروی مغناطیسی بین آن‌ها: $B_o = 5 \text{ T}$ ، $\bar{U}_{in} = 1 \text{ mm/s}$

فصل ۵

ارزیابی و تحلیل نتایج

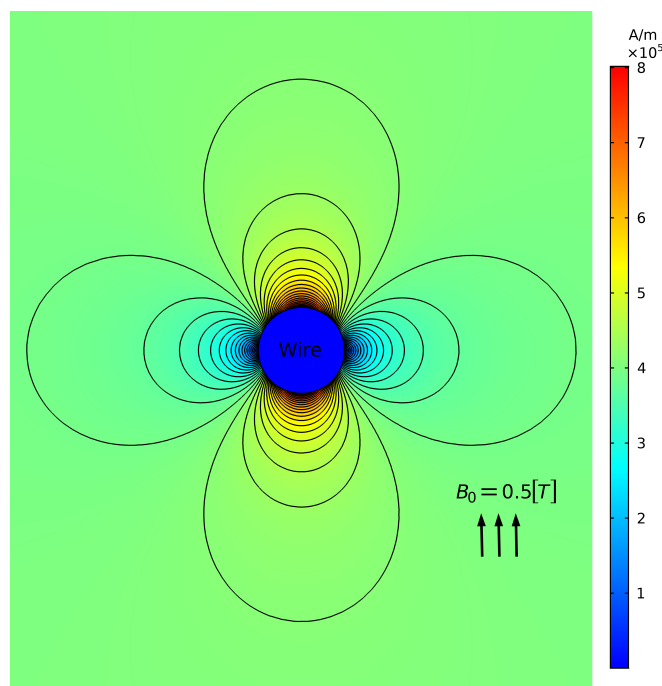
۱-۵ مقدمه

همانطور که گفته شد، در این تحقیق از دو سیم فرومغناطیسی برای ایجاد گرادیان مغناطیسی شدید درون کانال استفاده شده است تا با استفاده از نیروی مغناطیسی که این گرادیان بر ذرات وارد می‌کند، بتوان آن‌ها را جمع‌آوری و جداسازی کرد. در این فصل به بررسی پارامترهای مهم درگیر در این سیستم پرداخته‌ایم. بدین منظور، ابتدا سیستمی را که در آن فقط یک سیم در مرکز کانال قرار داده شده در نظر گرفته و پارامترهای آن را که شامل قطر سیم، مکان رهاسازی ذرات، سرعت جریان سیال و شدت میدان مغناطیسی بوده، برای جمع‌آوری هر یک از ذرات مورد بررسی قرار داده‌ایم. سپس در ادامه فصل سیستمی که در آن دو سیم به کار گرفته شده را مورد مطالعه قرار داده و اثر پارامترهای فاصله بین سیم‌ها و حرکت تجمعی ذرات را بررسی کرده‌ایم. نهایتاً برای سیستم بازده سیم‌ها را تعریف کرده و مقدار آن را بر حسب فاصله بین سیم‌ها و سرعت جریان سیال بدست آورده‌ایم.

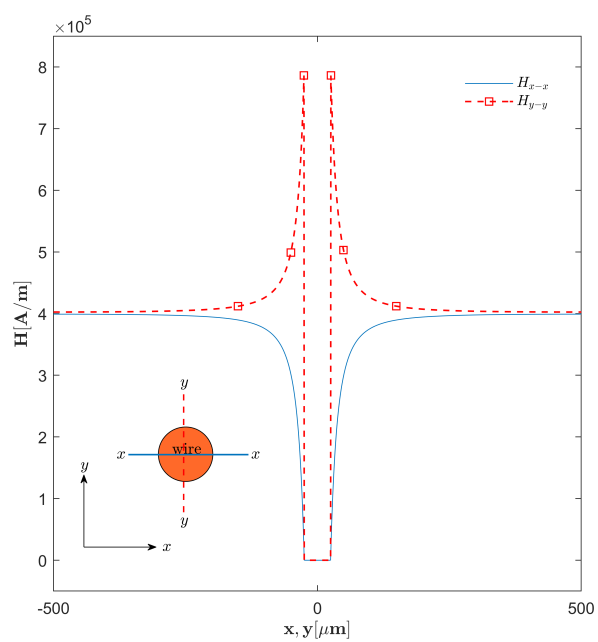
۲-۵ نتایج برای حالت تک سیم

۱-۲-۵ میدان مغناطیسی اطراف سیم

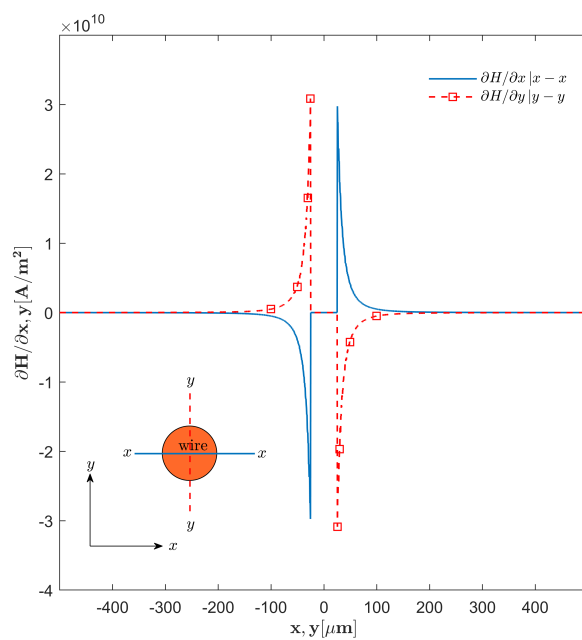
توزیع میدان مغناطیسی درون ماده تابعی است از میزان نفوذپذیری مغناطیسی آن ماده، بنابراین با توجه به اینکه سیم‌های فرومغناطیسی نسبت به سیال حامل ذرات (که در این تحقیق آب می‌باشد) نفوذپذیری مغناطیسی بسیار بزرگتری دارند، لذا در نزدیکی این سیم‌ها



شکل ۱-۵: توزیع میدان مغناطیسی و خطوط H ثابت در اطراف سیم $d_w = 50 [\mu\text{m}]$ ، $B_o = 0.5 [\text{T}]$



(آ) شدت میدان در گذر از سیم (H)



(ب) گرادیان میدان در گذر از سیم ($\partial H/\partial x, y$)

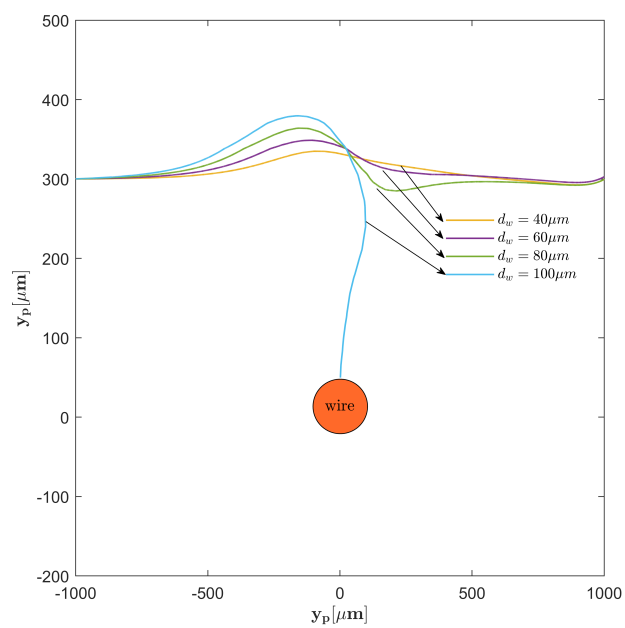
شکل ۵-۲: شدت و گرادیان میدان مغناطیسی در گذر از سیم: $B_o = 5 \text{ [T]}$ و $d_w = 50 \text{ [}\mu\text{m]}$

توزیع میدان مغناطیسی از حالت یکنواخت خارج شده و به صورت موضعی گرادیان شدیدی پیدا می‌کند. توزیع میدان مغناطیسی حول یک سیم فرومغناطیس در شکل ۵-۱ نشان داده شده است. در این تصویر مشاهده می‌شود که در سمت چپ و راست سیم، میدان مغناطیسی حداقل و در بالا و پایین سیم میدان مغناطیسی حداکثر است. می‌توان شدت میدان مغناطیسی و همچنین گرادیان میدان مغناطیسی را نیز در جهت x و y به ترتیب در شکل ۵-۲(آ) و شکل ۵-۲(ب) مشاهده کرد.

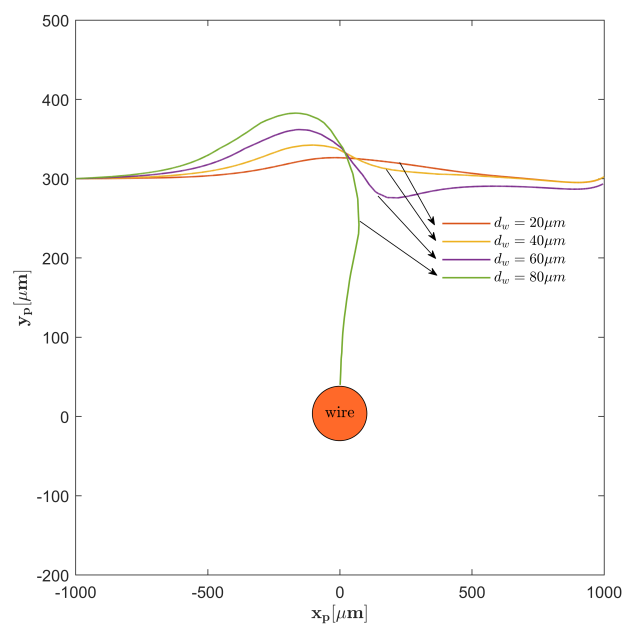
با توجه به شکل ۵-۲(ب)، مشاهده می‌شود که در سمت چپ سیم و بالا دست جریان، علامت گرادیان مغناطیسی منفی می‌باشد و با عبور از سیم، در سمت راست آن، گرادیان مغناطیسی تغییر علامت داده و مثبت می‌شود. با توجه به رابطه مربوط به نیروی مگنتو-فورسیس که نشان می‌دهد این نیرو با علامت گرادیان میدان مغناطیسی رابطه مستقیم دارد، نتیجه می‌شود که در سمت چپ سیم علامت نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات منفی بوده و باعث دور شدن ذرات از سیم می‌شود. در سمت راست سیم گرادیان میدان مغناطیسی مثبت می‌باشد که باعث می‌شود نیروی مغناطیسی که به ذرات وارد می‌شود علامت مثبت داشته باشد و این نیرو ذرات را از سیم دور کند. همچنین مشاهده می‌شود که با دور شدن از سیم اندازه گرادیان میدان مغناطیسی کاهش می‌یابد تا جایی که این گرادیان صفر شده و دیگر هیچ نیروی مغناطیسی به ذرات وارد نمی‌شود. در مقابل، در بالای سیم نیروی مغناطیسی منفی و در پایین سیم نیروی مغناطیسی مثبت می‌باشد که در هر حالت باعث می‌شود ذرات به سمت سیم جذب شوند.

۵-۲-۲ اثر قطر سیم

یکی از پارامترهای مهم در این مساله که تاثیر زیادی در حرکت میکروذرات دارد قطر سیم است. برای بررسی اثر قطر سیم بر حرکت میکروذرات مدلی از میکروسیستم با یک سیم با قطر متغیر در مرکز کانال، میدان مغناطیسی خارجی یکنواخت و همچنین سرعت سیال توسعه یافته در ورودی در نظر گرفته شد. سپس با رها شدن یک تک ذره از مکان ثابتی در ورودی، مسیر حرکت ذره بدست می‌آید. این نمودار برای قطرهای مختلف سیم فرومغناطیسی برای دو نوع ذره متفاوت، ذره M-280 و M-450، به ترتیب در شکل ۵-۳(آ) و ۵-۳(ب) رسم شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش قطر سیم، در اثر افزایش گرادیان میدان مغناطیسی، نیروی مغناطیسی که بر ذره وارد می‌شود افزایش می‌یابد. با نزدیک شدن ذره به سیم از سمت چپ، ابتدا ذره در ناحیه دافعه سیم قرار گرفته و همچنین به دلیل اینکه سرعت سیال در جهت y دارای مولفه می‌باشد، ذره اندکی به سمت بالا حرکت می‌کند. با حرکت ذره در راستای کانال، به ناحیه جاذبه سیم وارد شده و به سمت سیم حرکت می‌کند. در قطرهای کوچک سیم، اندازه نیروی مغناطیسی در مقایسه با نیروی هیدرودینامیک کوچک بوده و ذره در راستای عمودی جابه‌جایی کوچکی داشته، اما با بزرگ شدن قطر سیم نیروی مغناطیسی وارد بر ذره افزایش



م-280 ذره (آ)



م-450 ذره (ب)

شکل ۵-۳: مسیر حرکت ذره برای قطرهای مختلف سیم: $\vec{U}_{in} = 1^\circ$ [mm/s] و $B_o = 5^\circ$ [T]

یافته و باعث می‌شود که ذره در جهت عمودی جابه‌جایی بیشتری داشته باشد. این افزایش قطر سیم تا آنجا ادامه داشته که نیروی مغناطیسی وارد بر ذره به اندازی کافی بزرگ بوده که بتواند بر نیروی هیدرودینامیک سیال غلبه کند و در نتیجه ذره نتوانسته از میدان جاذبه سیم خارج شده و به سطح سیم می‌چسبد. اندازه این قطر برای ذرات مختلف متفاوت بوده و همچنین وابسته به سرعت سیال ورودی می‌باشد. همانطور که از نمودارها مشخص می‌شود، قطر بحرانی سیم برای ذره M-280 برابر $100\text{ }\mu\text{m}$ و برای ذره M-450 برابر $80\text{ }\mu\text{m}$ می‌باشد.

۵-۲-۳ اثر مکان اولیه ذره

یکی دیگر از پارامترهای مهمی که در حرکت میکروذرات درون میکروکانال تاثیر می‌گذارد، موقعیت ذرات است. با تغییر موقعیت ذره نیروهای وارد بر آن نیز تغییر می‌کنند. همانطور که گفته شده به دلیل شرط عدم لغزش سیال در دیواره‌ها، پروفیل سرعت شکلی منحنی داشته به طوری که در دیواره‌ها صفر بوده و دور از دیواره به حداکثر می‌رسد. بنابراین بسته به اینکه ذرات در چه مکانی در راستای عمودی کانال قرار داشته باشند نیروی هیدرودینامیک متفاوتی به آن‌ها اعمال می‌شود. همچنین با تغییر مکان ذرات نیروی مغناطیسی وارد بر آن‌ها نیز تغییر می‌کند. لذا حرکت میکروذرات درون میکروکانال را می‌توان تابعی از موقعیت اولیه آن‌ها دانست. حرکت ذرات برای مکان اولیه مختلف برای دو مدل ذره مورد بررسی، ذره M-280 و M-450، در شکل‌های ۴-۵ (آ) و ۴-۵ (ب) رسم شده است.

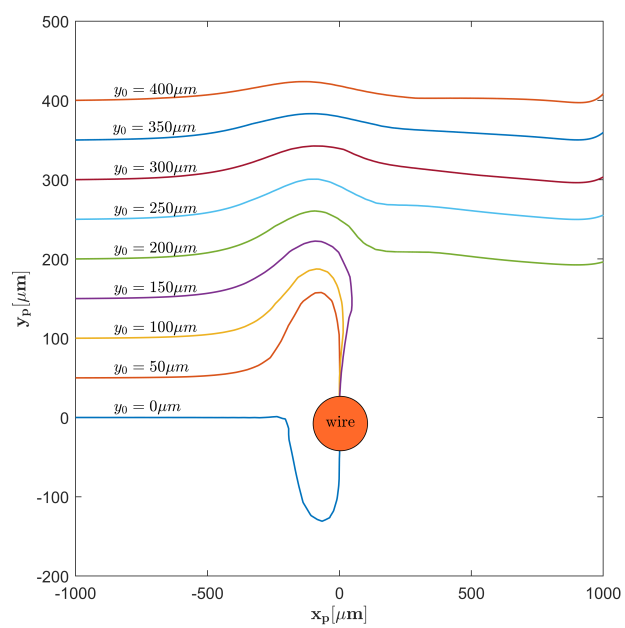
مشاهده می‌شود که برای ذره M-280، اگر ذرات در بازه صفر تا $200\text{ }\mu\text{m}$ میکرومتری در ورودی رها شوند نیروی مغناطیسی وارد بر آن‌ها از نیروی هیدرودینامیک قوی‌تر بوده و باعث جمع شدن ذرات در سطح سیم می‌شود. این بازه برای ذره M-450 از صفر تا $350\text{ }\mu\text{m}$ میکرومتر می‌باشد.

۵-۲-۴ اثر سرعت ورودی

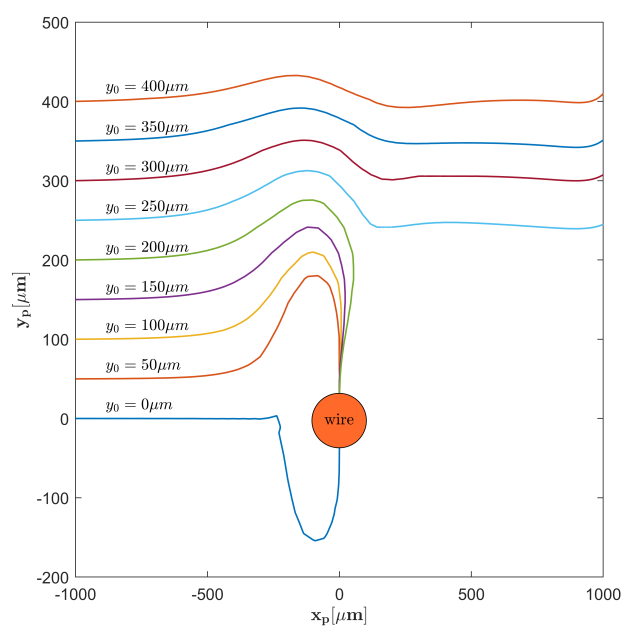
نیروی هیدرودینامیک یکی از مهمترین نیروهای وارد بر ذرات در سیستم میکروفلوئیدیک است. این نیرو از اختلاف سرعت سیال و ذره ناشی می‌شود به طوری که با افزایش سرعت سیال این نیرو نیز افزایش می‌یابد.

در شکل‌های ۵-۵ (آ) و ۵-۵ (ب) حرکت ذرات درون میکروکانال برای سرعت‌های ورودی مختلف رسم شده است.

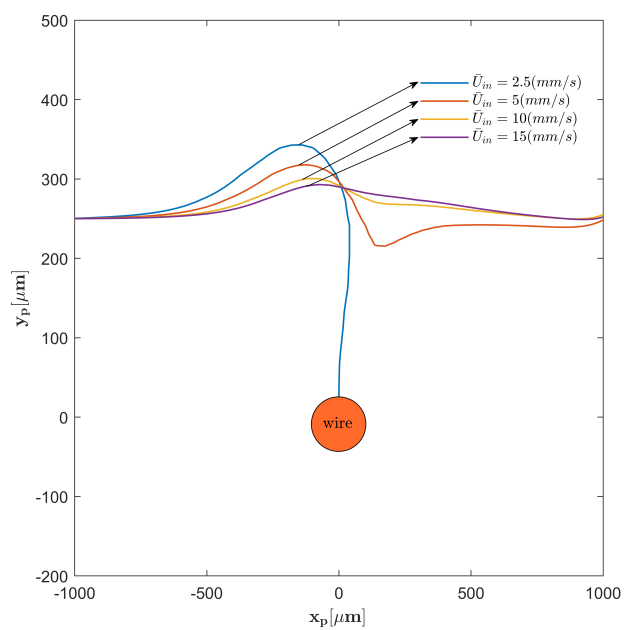
مشاهده می‌شود که برای ذره M-280 حداکثر متوسط سرعت سیال در ورودی کانال برای اینکه نیروی هیدرودینامیک کمتر از نیروی مگنتوفورسیس شود و ذرات به سطح سیم بچسبند و عمل جمع‌آوری ذرات صورت گیرد برابر با $\bar{U}_{in} = 2/5\text{ [mm/s]}$ است. ولی برای ذرات M-450 این سرعت برابر با $\bar{U}_{in} = 15\text{ [mm/s]}$ می‌باشد.



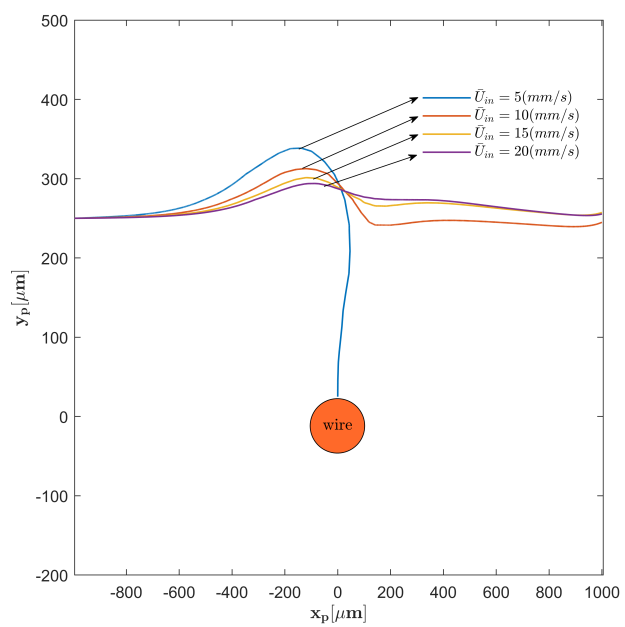
شکل ۴-۵: مسیر حرکت ذره برای مکان اولیه‌های مختلف: $B_o = 0.5 \text{ [T]}$ و $d_w = 0.5 \text{ [μm]}$, $\bar{U}_{in} = 1 \text{ [mm/s]}$



شکل ۴-۵: مسیر حرکت ذره برای مکان اولیه‌های مختلف: $B_o = 0.5 \text{ [T]}$ و $d_w = 0.5 \text{ [μm]}$, $\bar{U}_{in} = 1 \text{ [mm/s]}$



(ا) ذره M-280



(ب) ذره M-450

شکل ۵-۵: حرکت ذره برای سرعت‌های مختلف سیال: $y_o = 250 \text{ } [\mu\text{m}]$ ، $d_w = 50 \text{ } [\mu\text{m}]$ و $B_o = 0.5 \text{ } [\text{T}]$

۵-۲-۵ اثر شدت میدان مغناطیسی

در سیستم‌های مبتنی بر مگنتوفورسیس کار می‌کنند، نیروی مغناطیسی مهمترین نقش را در رسیدن به هدف سیستم (جداسازی، جمع‌آوری، مرتب‌سازی، متمرکز سازی) بر عهده دارد. این نیرو به شدت میدان مغناطیسی خارجی که به سیستم اعمال می‌شود بستگی دارد. در شکل‌های ۵-۶(آ) و ۵-۶(ب) می‌توان حرکت میکروذرات را برای سه مقدار مختلف میدان مغناطیسی خارجی مشاهده کرد.

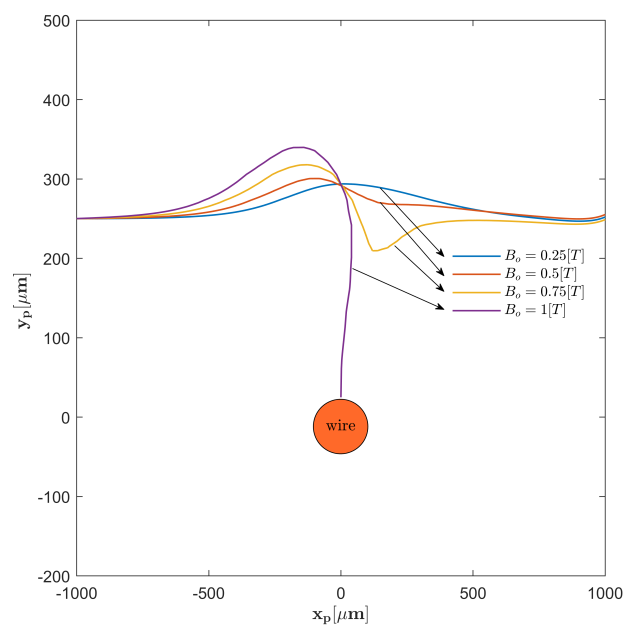
همانطور که از شکل پیداست ذره M-280 به دلیل داشتن حجم کمتر و کوچکتر بودن به میدان بیشتری برای جذب شدن به سیم نیاز دارد ($B_o = 1 [T]$) ولی ذره M-450 با داشتن حجم بزرگتر در میدان‌های ضعیف‌تر ($B_o = 0.5 [T]$) نیز قابل جمع‌آوری است.

لازم به توضیح است که در این تحقیق به منظور ایجاد میدان مغناطیسی خارجی از آهنربای دائمی استفاده شده است. همچنین برای اینکه میدان خارجی یکنواخت باشد، از دو آهنربا در طرفین کانال استفاده شده به طوری که قطب‌های مخالف آن‌ها به سمت یکدیگرند. این کار علاوه بر تشدید میدان، توزیع آن را یکنواخت می‌کند.

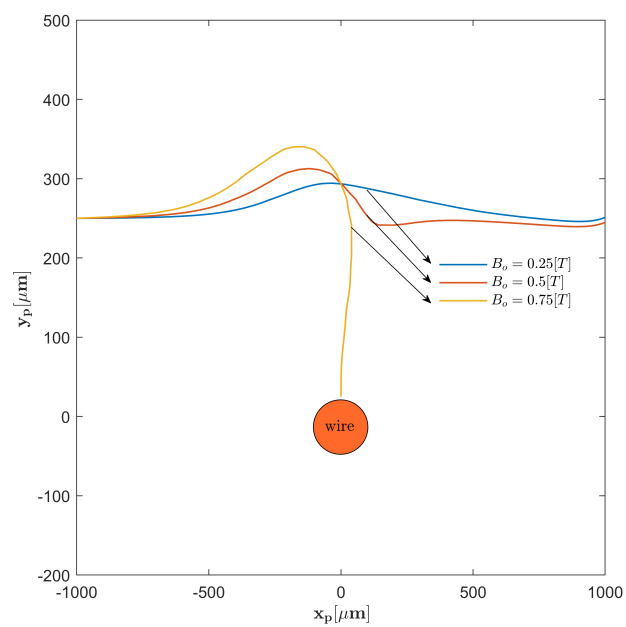
آهنربای مورد استفاده B222G-N52 محصول شرکت کی جی مگنتس^۱ با هندسه مکعبی به طول $3/175 [mm]$ با مغناطش^۲ $M = 1/18 \times 10^6 [A/m]$ در راستای ضخامت و از جنس نئودیم می‌باشد. با توجه به اینکه شدت میدان خارجی برابر با $B_o = 0.5 [T]$ در نظر گرفته شده، زمانی که فاصله مرکز هر آهنربا تا مرکز کانال $3/1 [mm]$ باشد میدان مورد نیاز ایجاد شده که این میدان شبه یکنواخت است. این نتایج را می‌توان در شکل ۵-۷ مشاهده کرد. همچنین بدیهی است که با نزدیک‌تر شدن آهنربا به کانال، میدان قوی‌تر و با دور شدن از آن، میدان ضعیف‌تر قابل تولید است.

¹Kjmagnetics.com

²Magnetization

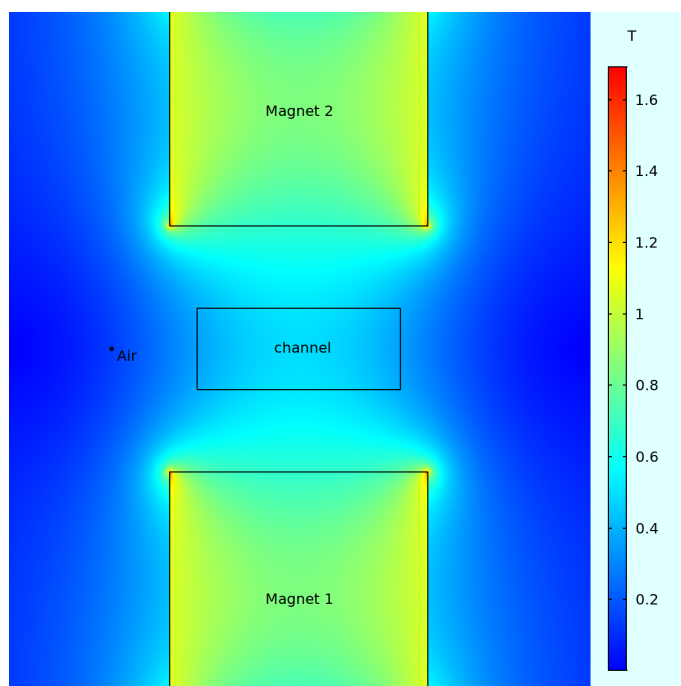


(ا) ذره M-280

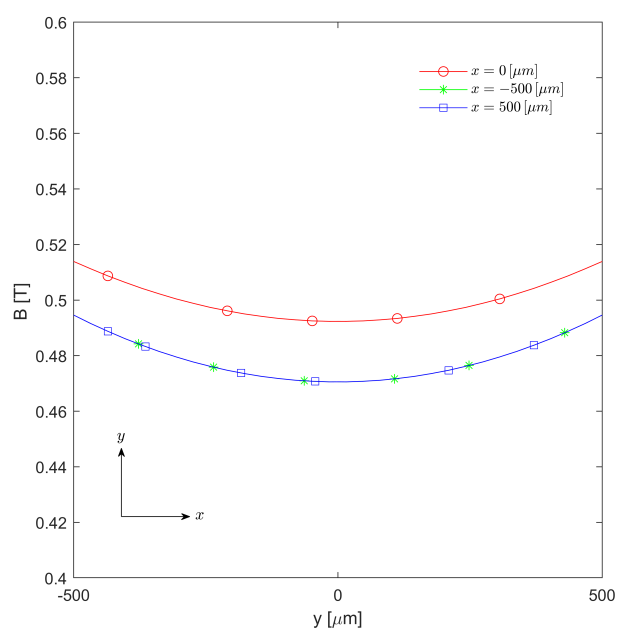


(ب) ذره M-450

شکل ۵-۶: اثر شدت میدان مغناطیسی خارجی بر حرکت ذره: $\vec{U}_{in} = 1^\circ$ [mm/s]، $y_o = 25^\circ$ [μm] و $d_w = 5^\circ$ [μm]



(آ) توزیع چگالی شار مغناطیسی B



(ب) اندازه چگالی شار مغناطیسی B در سه مقطع از کانال

شکل ۵-۷: نحوه قرارگیری آهنرباها

۳-۵ نتایج برای حالت زوج سیم

در مدل‌هایی که تاکنون از آن‌ها استفاده شده است یک سیم فرومغناطیسی در مرکز کانال قرار گرفته بود. در این مدل‌ها اثر پارامترهای مختلف بر حرکت ذره بررسی شد. حالت‌های مختلفی بدست آمد که با کنترل هر یک از پارامترهای بررسی شده می‌توان یکی از ذرات مغناطیسی M-280 و یا M-450 را از سایر ذرات که مغناطیسی نبوده جدا کرد. اما هدف اصلی تحقیق حاضر جداسازی و جمع‌آوری این ذرات مغناطیسی از سایر ذرات غیرمغناطیسی به صورت همزمان بوده که در ادامه به آن می‌پردازیم.

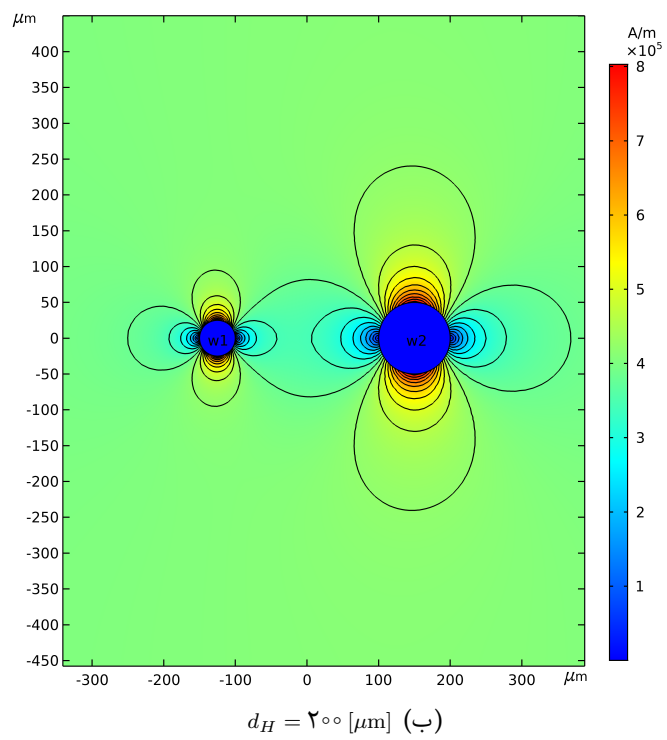
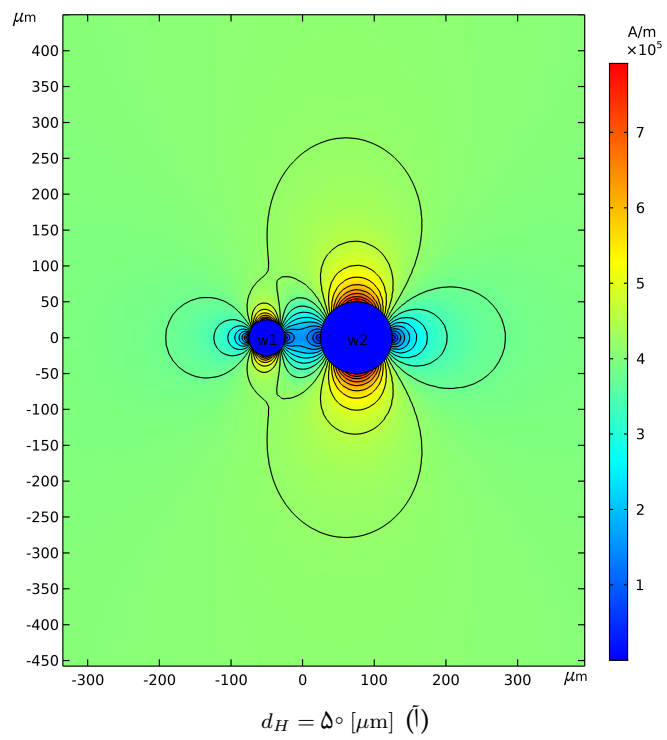
با بررسی توزیع میدان مغناطیسی حول یک سیم مغناطیسی (شکل ۵-۱)، مشاهده شد که در اطراف سیم نیروی وارد بر ذرات مغناطیسی تغییر علامت می‌دهد. علامت این نیرو در سمت چپ و راست سیم منفی و در بالا و پایین سیم مثبت می‌باشد. لذا اگر ذرات در چپ و راست سیم قرار گیرند از آن دور شده و اگر در بالا و پایین آن قرار گیرند به آن جذب می‌شوند. همچنین از شکل ۵-۱ مشخص می‌شود که با فاصله گرفتن از سیم، اثر آن بر میدان مغناطیسی ناچیز شده و از بین می‌رود. همچنین مشخص شد که با تغییر قطر سیم، ناحیه اثر سیم بر میدان مغناطیسی تغییر می‌کند.

همانطور که در هندسه سیستم نشان داده شده (شکل ۴-۵)، در این سیستم از دو سیم با قطرهای مختلف که در فاصله مشخصی از یکدیگر درون کانال قرار گرفته‌اند استفاده می‌شود. بسته به قطر این سیم‌ها و فاصله آن‌ها از یکدیگر، اثر گذاری سیم‌ها بر میدان مغناطیسی سیم دیگر متفاوت خواهد بود.

شکل ۵-۸ (آ) و شکل ۵-۸ (ب) توزیع میدان مغناطیسی و خطوط H ثابت را برای حالتی که قطر سیم اول $50\text{ }\mu\text{m}$ و قطر سیم دوم $100\text{ }\mu\text{m}$ (این قطرها با توجه به نتایج آمده در شکل‌های ۵-۳ (آ) و ۵-۳ (ب) انتخاب شده) است و نسبت به یکدیگر به ترتیب در فاصله $50\text{ }\mu\text{m}$ و $200\text{ }\mu\text{m}$ قرار دارند نشان می‌دهند. مشاهده می‌شود که با افزایش فاصله بین سیم‌ها، از اثر آن‌ها بر یکدیگر کاسته شده تا حدی که اثر هر سیم بر میدان مغناطیسی مستقل از حضور سیم دیگر می‌شود.

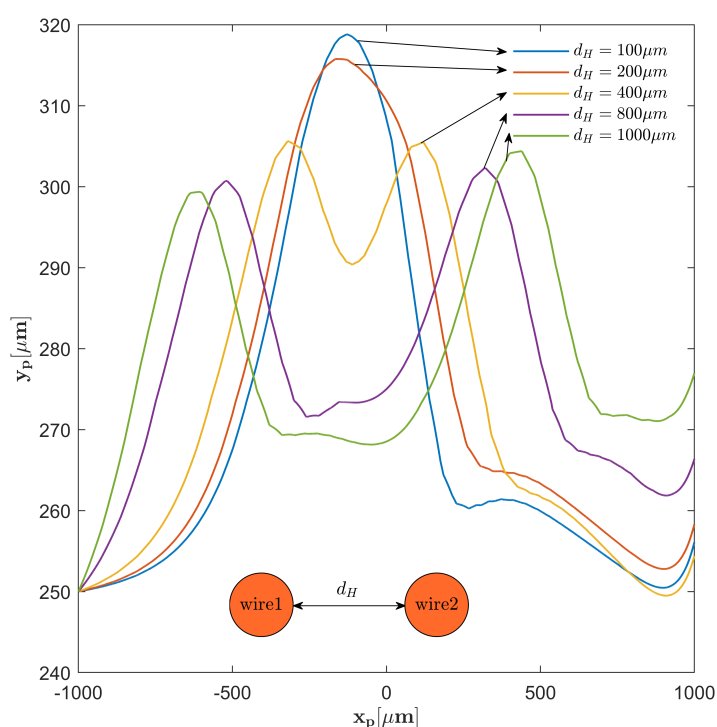
۱-۳-۵ اثر فاصله سیم‌ها

یکی از پارامترهایی که در حرکت میکروذرات اثر گذار است، فاصله بین سیم‌ها است. حرکت یک ذره (M-280) برای فاصله‌های مختلف بین دو سیم در شکل ۵-۹ رسم شده است. زمانی که فاصله بین سیم‌ها کوچک باشد و سیم‌ها به هم نزدیک باشند میدان مغناطیسی اطراف هر سیم بر میدان مغناطیسی اطراف سیم دیگر تاثیر گذاشته و نیروی مغناطیسی وارد بر ذره نسبت به حالت تک سیم تشدید می‌شود. مشاهده می‌شود ذره ابتدا با وارد شدن به ناحیه دافعه تحت تاثیر نیروی مغناطیسی از سیم دور شده و به سمت بالا حرکت می‌کند. سپس با وارد شدن به ناحیه جاذبه، نیروی مغناطیسی باعث حرکت ذره به سمت سیم می‌شود. در



شکل ۵-۸: توزیع میدان مغناطیسی در اطراف زوج سیم: $B_o = 5 \text{ [T]}$ و $d_{w2} = 100 \text{ [μm]}$ ، $d_{w1} = 50 \text{ [μm]}$ ، $u_f = 0$

فواصل کوچک، مشاهده می‌شود که اثر دو سیم مانند اثر یک سیم با قطر بزرگتر بوده و حرکت ذره دارای یک اکسترمم است. همچنین در فواصل کوچک حرکت عرضی ذره بسیار شدید بوده و نسبت به فواصل بزرگ سیم‌ها جابجایی بیشتری صورت می‌گیرد. دلیل این جابجایی بیشتر این بوده که ذره با وجود قرار داشتن در ناحیه جاذبه سیم اول، در ناحیه دافعه سیم دوم قرار داشته و که این امر از شدت نیروی جاذبه مغناطیسی سیم اول می‌کاهد. مشاهده می‌شود که با افزایش فاصله سیم‌ها، تاثیر آن‌ها بر یکدیگر کمتر شده و نمودار حرکت ذره دو اکسترمم پیدا می‌کند. به طوری که ذره با وارد شدن به ناحیه سیم اول به سمت آن حرکت می‌کند و در صورت غلبه کردن نیروی درگ بر نیروی جاذبه مغناطیسی سیم اول، ذره از سیم اول عبور کرده و به سیم دوم می‌رسد و حرکتی مشابه با سیم اول را انجام می‌دهد. با بیشتر شدن فاصله سیم‌ها از یکدیگر تاثیر هر یک از ذرات بر سیم دیگر کاهش می‌یابد تا جایی که این اثر از بین رفته و هر سیم به صورت مستقل عمل کرده و ذره با رسیدن به هر یک از سیم‌ها اثر سیم دیگر را احساس نمی‌کند.



شکل ۵-۹: حرکت ذره M-280 به ازای فواصل مختلف بین سیم‌ها: $\bar{U}_{in} = 1^\circ$ [mm/s], $y_0 = 25^\circ$ [μm], $d_{w1} = 5^\circ$ [μm] و $d_{w2} = 10^\circ$ [μm]

۵-۳-۲ حرکت مجموعه ذرات

در سیستم میکروفلوئیدیک که در این تحقیق برای جمع‌آوری میکروذرات ارائه شده است، از دو سیم با قطرهای متفاوت استفاده شده است. بدین ترتیب که ذرات با قطر کوچکتر

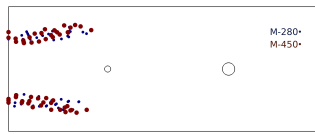
از آنجا که حجم کمتری دارند و با توجه به اینکه نیروی مگنتوفورسیس وارد بر ذرات تابع حجم آن‌ها است، لذا نیروی مگنتوفورسیس که به آن‌ها وارد می‌شود از نیروی مگنتوفورسیس که به ذرات با قطر بزرگتر وارد می‌شود کوچکتر است. به همین دلیل برای جمع‌آوری آن‌ها درون میکروکانال به گرادیان میدان مغناطیسی شدیدتری نیاز است که این گرادیان شدیدتر را می‌توان با افزایش قطر سیم ایجاد کرد. از این رو در میکروکانال حاضر دو سیم با قطرهای $5^\circ [\mu m]$ و $100 [\mu m]$ ، با فاصله مشخصی از هم درون کانال قرار داده شده است. به صورتی که ابتدا ذرات به سیم کوچکتر ($5^\circ [\mu m]$) رسیده و ذرات بزرگتر (M-450) به سمت آن جذب شده و به سطح آن می‌چسبند و از آن عبور نمی‌کنند. اما ذرات کوچکتر (M-280) که حجم کوچکتری داشته و نیروی مغناطیسی وارد بر آن‌ها کوچکتر بوده از سیم اول عبور کرده و به سمت سیم دوم هدایت می‌شوند. سیم دوم نسبت به سیم اول قطر بزرگتری داشته ($100 [\mu m]$) و گرادیان مغناطیسی اطراف آن شدیدتر می‌باشد. در نتیجه نیروی بیشتری به ذرات کوچک اعمال می‌شود. این سیم به اندازه‌ای بزرگ در نظر گرفته می‌شود که نیروی مغناطیس ناشی از آن برای غلبه بر نیروی هیدرودینامیک کافی بوده و باعث جذب و جمع‌آوری ذرات کوچکتر در اطراف خود می‌شود.

در مدل مورد بررسی ذرات از دو ورودی، هر یک به عرض 100 میکرومتر که در مختصات $[200 [\mu m], 300 [\mu m]]$ و $[-300 [\mu m], -200 [\mu m]]$ قرار دارند، همانگونه که در شکل ۴-۵ نشان داده شده است، درون سیال رها می‌شوند. نحوه رها شدن این ذرات در ورودی‌ها اینگونه تعریف شده که از زمان $t = 0 [s]$ شروع شده و هر $0.005 [s]$ تعداد ۵ عدد از هر کدام از ذرات (M-280, M-450) تا زمان $t = 0.1 [s]$ با توزیع تصادفی در سیال رها می‌شود. با حرکت ذرات درون میکروکانال و با رسیدن به سیم‌ها، تعدادی از ذرات حول سیم اول جمع‌آوری شده و تعدادی از آن‌ها حول سیم دوم. در شکل ۵-۱۰ می‌توان حرکت این ذرات درون میکروکانال را مشاهده کرد.

۵-۳-۳ بازده بر اساس فاصله سیم‌ها

همانطور که گفته شد یکی از پارامترها تاثیرگذار در بازده سیستم مورد بررسی فاصله بین سیم‌ها می‌باشد. در اینجا بازده برای هر یک از سیم‌ها اینگونه تعریف می‌شود که منظور از بازده سیم اول یعنی نسبت تعداد ذرات M-450 جمع‌آوری شده توسط سیم اول به تعداد کل ذرات M-450 رها شده درون سیستم میکروفلوئیدیک و همینطور بازده سیم دوم یعنی نسبت تعداد ذرات M-280 جمع‌آوری شده توسط سیم دوم به تعداد کل ذرات M-280 رها شده درون سیستم. به منظور محاسبه بازده هر سیم با شمارش تعداد ذرات جمع‌آوری شده بر روی هر یک از سیم‌ها می‌توان بازدهی آن‌ها را محاسبه کرد.

در شکل ۵-۱۱ بازده سیم‌ها تابعی از فاصله بین آن‌ها برای سه سرعت ورودی مختلف رسم شده است. در این مدل، هدف سیم اول جمع‌آوری ذرات M-450 و هدف سیم دوم جمع‌آوری



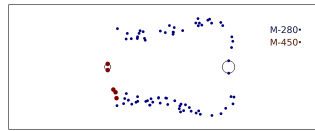
(ا) $t = 0$ [s]



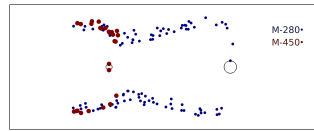
(ب) $t = 0.1$ [s]



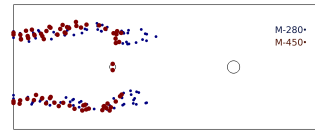
(ج) $t = 0.5$ [s]



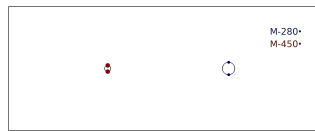
(د) $t = 1$ [s]



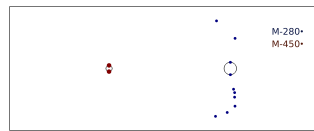
(ه) $t = 1.5$ [s]



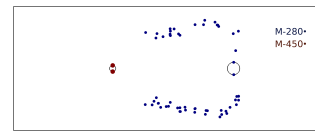
(و) $t = 1.8$ [s]



(ز) $t = 2$ [s]



(ح) $t = 2.5$ [s]

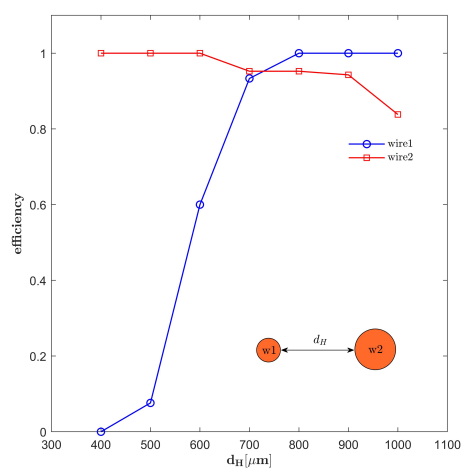


(ط) $t = 3$ [s]

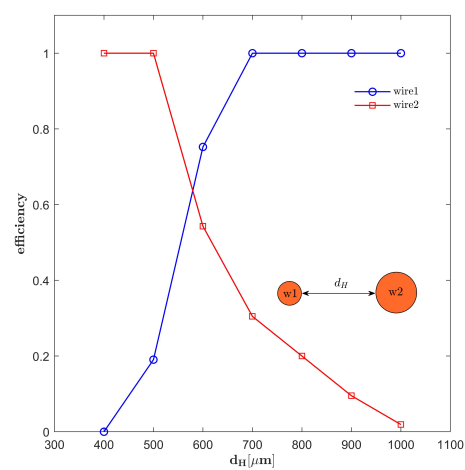
شکل ۵-۱: حرکت تجمعی ذرات M-280 (نقاط آبی رنگ) و M-450 (نقاط قرمز رنگ) درون میکروکانال $\bar{U}_{in} = 1^\circ \text{ mm/s}$ ، $B_o = 0.5$ [T]، $d_{w1} = 5^\circ \text{ }\mu\text{m}$ و $d_{w2} = 1^\circ \text{ }\mu\text{m}$

ذرات M-280 می‌باشد.

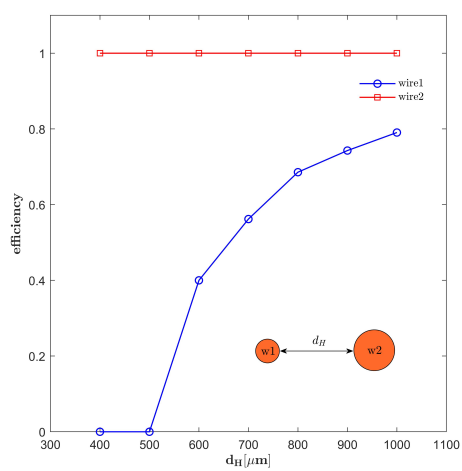
مشاهده می‌شود که اگر فاصله بین دو سیم کوچک باشد، سیم اول بازدهی بسیار پایین خواهد داشت. در فاصله کمتر از $4^\circ \text{ }\mu\text{m}$ بازده سیم اول صفر بوده و این یعنی هیچیک از ذرات بر روی سیم اول جمع‌آوری نمی‌شوند. با افزایش فاصله مشاهده می‌شود که بازده سیم اول نیز افزایش می‌یابد و این بدین دلیل است که تأثیر هر سیم بر روی میدان مغناطیسی سیم دیگر کاهش می‌یابد. اما با بیشتر شدن فاصله بین سیم‌ها از مقدار مشخصی ($5^\circ \text{ }\mu\text{m}$) برای سرعت ورودی ۵ میلی‌متر بر ثانیه و $5^\circ \text{ }\mu\text{m}$ برای سرعت ورودی $1^\circ \text{ }\mu\text{m}$ (میلی‌متر بر ثانیه) بازده سیم دوم کاهش می‌یابد و دلیل آن این است که ذرات با عبور از سیم اول به ناحیه دافعه آن وارد شده و از سیم‌ها دور می‌شوند. لذا در اینجا بهینه‌سازی فاصله بین سیم‌ها مطرح می‌شود که این فاصله در مدل حاضر برای سرعت ورودی $1^\circ \text{ }\mu\text{m}$ بر ثانیه بازه $[8^\circ \text{ }\mu\text{m}, 9^\circ \text{ }\mu\text{m}]$ می‌باشد. در شکل ۵-۱۱ همچنین مشاهده می‌شود که با افزایش سرعت ورودی سیال بازده هر دو سیم نیز افزایش می‌یابد اما مشکلی که در اینجا بوجود می‌آید این است که طول میکروکانال زیاد می‌شود و این امر کاربرد آن را کاهش می‌دهد.



$\bar{U}_{in} = 10$ [mm/s] (ب)



$\bar{U}_{in} = 5$ [mm/s] (ا)



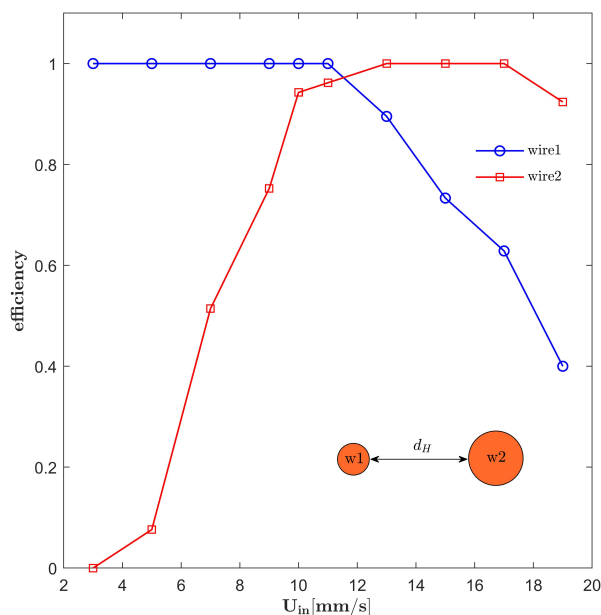
$\bar{U}_{in} = 15$ [mm/s] (ج)

شکل ۵-۱۱: بازده جمع‌آوری هر یک از سیم‌ها بر حسب فاصله بین آن‌ها: $B_o = \circ/5$ [T]، $d_{w1} = d_{w2} = 50$ [μm] و $d_{w1} = d_{w2} = 50$ [μm]

۵-۳-۴ بازده بر اساس سرعت ورودی سیال

در بخش قبل فاصله بهینه بین سیم‌ها برای اینکه بازدهی هر یک از سیم‌ها ماکزیمم شود محاسبه شد. حال در این بخش، از آنجا که سرعت سیال ورودی بر بازدهی سیم‌ها تاثیر مستقیم می‌گذارد، سرعت ورودی برای فاصله بهینه بین سیم‌ها نیز مورد بررسی قرار گرفته و مقدار آن مشخص می‌گردد. مدل این بخش، همان مدل بخش قبل بوده با این تفاوت که فاصله بین سیم‌ها ثابت و برابر $900 [\mu\text{m}]$ در نظر گرفته شده و این بار سرعت ورودی سیال تغییر می‌کند. بازده سیم‌ها به عنوان تابعی از سرعت ورودی سیال در شکل ۵-۱۲ رسم شده است.

همانطور که مشاهده می‌شود زمانی که سرعت جریان سیال بسیار پایین باشد، نیروی هیدرودینامیک وارد بر ذرات آنقدر کوچک بوده که تمام ذرات بر روی سیم اول جمع‌آوری شده و نمی‌توانند از میدان جاذبه آن عبور کنند. با افزایش سرعت سیال، اندازه نیروی هیدرودینامیک افزایش یافته و ذراتی که از سیم‌ها دورتر می‌باشند (نیروی مغناطیسی کمتری به آن‌ها وارد می‌شود) از سیم اول عبور کرده و به سیم دوم جذب می‌شوند. مشاهده می‌شود که سرعت



شکل ۵-۱۲: بازده جمع‌آوری هر یک از سیم‌ها بر حسب سرعت ورودی سیال: $B_o = 0.5$ [T], $d_H = 900 [\mu\text{m}]$, $d_{w1} = 100 [\mu\text{m}]$ و $d_{w2} = 50 [\mu\text{m}]$

بهینه برای اینکه هر دو سیم بازده حداکثر داشته باشد $\bar{U}_{in} = 11 [\text{mm/s}]$ است. با بیشتر شدن سرعت ورودی، نیروی هیدرودینامیک آنقدر قوی شده که مانع جذب ذرات توسط سیم‌ها می‌شود و لذا بازده هر دو سیم کاهش می‌یابد.

فصل ۶

جمع بندی

در این تحقیق، سیستمی میکروفلوئیدیک، مبتنی بر روش مگنتوفورسیس، طراحی و ارائه شد که در آن با استفاده از دو سیم فرومغناطیسی می‌توان دو نوع ذره مغناطیسی را برحسب خواص آن‌ها (اختلاف در قطر یا اختلاف در خاصیت مغناطیسی و یا ترکیب هر دو) از نمونه ناخالص به طور همزمان جدا و جمع‌آوری کرد.

در این سیستم، از این ایده استفاده شد که درون کانال از سیم‌های فرومغناطیسی استفاده شود. به دلیل هندسه این سیم‌ها، یعنی مقطع دایروی آن‌ها، در اطراف آن‌ها میدان مغناطیسی خارجی که یکنواخت بوده به یک میدان غیر یکنواخت تبدیل شده و باعث می‌شود که به ذرات مغناطیسی نیروی مغناطیسی وارد شود. توزیع میدان مغناطیسی در اطراف این سیم‌ها به گونه تغییر می‌یابد که نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات بسته به موقعیت خود نسبت به سیم‌ها، هم نیروی جاذبه و هم نیروی دافعه را متحمل می‌شوند.

با توجه به اینکه نیروی مغناطیسی وارد بر ذرات تابع اندازه سیم فرومغناطیسی می‌باشد، لذا با افزایش قطر سیم اندازه این نیرو نیز افزایش می‌یابد. همچنین این نیرو با اندازه ذرات نیز رابطه مستقیم داشته و با بزرگتر شدن ذرات، نیروی مغناطیسی بزرگتری به آن‌ها وارد می‌شود. با ترکیب این دو مساله ما از دو سیم با اندازه مختلف برای جمع‌آوری دو مدل ذره استفاده کردیم. یک سیم کوچک در بالادست جریان قرار گرفته تا ذرات بزرگتر را از نمونه جمع‌آوری کند. سپس ذرات کوچکتر با گذشتن از سیم اول به سیم دوم که در پایین دست جریان قرار دارد و همچنین قطر بزرگتری نسبت به سیم اول دارد می‌رسند. به دلیل بزرگتر بودن اندازه این سیم، نیروی مغناطیسی بیشتری به ذرات وارد می‌شود تا جایی که ذرات کوچکتر را هم می‌تواند به سمت خود جذب کند. لذا ذرات کوچکتر حول سیم بزرگتر جمع‌آوری شده‌اند.

در اینجا عملکرد این سیستم برای جمع‌آوری ذرات M-280 و M-450، که دو مدل ذره مغناطیسی تجاری با مشخصات معلوم بوده و در سیستم‌های میکروفلوئیدیک به وفور استفاده شده (که از نظر اندازه و خاصیت مغناطیسی با یکدیگر متفاوت بوده و شکل هندسی هر دو کروی می‌باشد)، درون میکروکانال مورد ارزیابی قرار گرفته است. پارامترهایی که در این فرآیند تاثیر گذارند (از جمله قطر سیم‌ها، فاصله بین سیم‌ها، سرعت ورودی سیال، شدت میدان مغناطیسی و ...) به صورت تک تک مورد بررسی قرار گرفت و مقدار بحرانی هر پارامتر مشخص شد. بازده سیستم به عنوان تابعی از پارامترهای فاصله بین سیم‌ها و سرعت ورودی سیال بدست آمد. مشاهده شد که بازده در این شرایط دارای حالت بهینه بوده؛ به عنوان مثال اگر فاصله بین سیم‌ها از $800 \mu\text{m}$ کمتر و از $900 \mu\text{m}$ بیشتر باشد بازده سیستم پایین می‌آید. همچنین فرض نقطه‌ای در نظر گرفتن ذرات که منجر به نادیده گرفتن اثر ذرات بر میدان‌ها می‌شود، مورد بررسی قرار گرفت و مشاهده شد که به دلیل کوچک بودن اندازه ذرات این فرض قابل قبول بوده و می‌توان از آن استفاده کرد.

همچنین در این تحقیق نیروی مغناطیسی بین ذره‌ای در ترکیب‌های متفاوتی از ذرات بررسی شد و مشاهده شد که ذرات نیز در محدوده کوچکی در اطراف خود گرادیان میدان مغناطیسی ایجاد می‌کنند. این میدان اطراف ذرات خود نیز مانند میدان مغناطیسی تولید

شده توسط سیم‌های فرومغناطیسی بوده و باعث اعمال نیروی مغناطیسی (جاذبه در راستای عمودی و دافعه در راستای افقی) بر دیگر ذرات می‌شود. گرادیان مغناطیسی هر ذره توسط ذره مغناطیسی مجاور تشدید شده و اندازه نیروی مغناطیسی را افزایش می‌دهد. در اثر این نیروی بین ذره‌ای، ذرات در راستای افقی از یکدیگر دور شده و در راستای عمودی به یکدیگر می‌چسبند و یک زنجیره از ذرات را تشکیل می‌دهند. البته محدوده تاثیر این نیرو بسیار کوچک بوده و در حالتی که غلظت ذرات موجود در سیال پایین باشد، می‌توان از این نیرو صرف نظر کرد. مشاهده شد که محدوده اثر این نیرو برای ذرات مورد بررسی در این تحقیق؛ M-280 و M-450 به ترتیب دایره‌ای به شعاع $7\text{ }\mu\text{m}$ و $10\text{ }\mu\text{m}$ در $B_o = 0.5\text{ T}$ می‌باشد. البته این فاصله وابسته به میدان مغناطیسی خارجی بوده و با تغییر آن نیز تغییر می‌کند.

در این تحقیق، با استفاده از طرح ارائه شده برای سیستم میکروفلوئیدیک (تحت شرایط: $\bar{U}_{in} = 11\text{ mm/s}$ ، $d_{w1} = 50\text{ }\mu\text{m}$ ، $d_{w2} = 100\text{ }\mu\text{m}$ ، $B_o = 0.5\text{ T}$ و مکان اولیه ذرات $(y_o \subseteq [200\text{ }\mu\text{m}, 300\text{ }\mu\text{m}])$ ، توانستیم ذرات مغناطیسی M-280 و M-450 را با بازده ۹۷٪ از یکدیگر جدا کرده و درون میکروکانال جمع‌آوری کنیم.

در این تحقیق، هدف ما جمع‌آوری دو ذره ذکر شده بوده و پارامترهای مسأله را برای این کاربرد خاص تجزیه و تحلیل کرده و مقادیر آن‌ها را مشخص کرده‌ایم. برای استفاده در دیگر کاربردها (ذرات یا سلول‌ها با ویژگی‌های دیگر)، با تغییر برخی از این پارامترها مانند سرعت ورودی سیال یا قطر سیم‌ها و یا اندازه میدان مغناطیسی خارجی، می‌توان از این سیستم استفاده کرد.

- [1] Suresh, S., Spatz, J., Mills, J.P., Micoulet, A., Dao, M., Lim, C.T., Beil, M., and Seufferlein, T. Connections between single-cell biomechanics and human disease states: gastrointestinal cancer and malaria. *Acta Biomaterialia*, 1(1):15–30, jan 2005.
- [2] Vaziri, Ashkan and Gopinath, Arvind. Cell and biomolecular mechanics in silico. *Nature Materials*, 7(1):15–23, jan 2008.
- [3] Cranston, H., Boylan, C., Carroll, G., Sutura, S., Williamson, Gluzman, I., and Krogstad, D. Plasmodium falciparum maturation abolishes physiologic red cell deformability. *Science*, 223(4634):400–403, jan 1984.
- [4] Manz, Andreas, Harrison, D.Jed, Verpoorte, Elisabeth M.J., Fetting, James.C., Paulus, Aran, Lüdi, Hans, and Widmer, H.Michael. Planar chips technology for miniaturization and integration of separation techniques into monitoring systems. *Journal of Chromatography A*, 593(1-2):253–258, feb 1992.
- [5] Reyes, Darwin R., Iossifidis, Dimitri, Auroux, Pierre-Alain, and Manz, Andreas. Micro Total Analysis Systems. 1. Introduction, Theory, and Technology. *Analytical Chemistry*, 74(12):2623–2636, jun 2002.
- [6] Toner, Mehmet and Irimia, Daniel. Blood-on-a-Chip. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 7(1):77–103, aug 2005.
- [7] Quek, Raymond, Le, Duc Vinh, and Chiam, K.-H. Separation of deformable particles in deterministic lateral displacement devices. *Physical Review E*, 83(5):056301, may 2011.
- [8] Alshareef, Mohammed, Metrakos, Nicholas, Juarez Perez, Eva, Azer, Fadi, Yang, Fang, Yang, Xiaoming, and Wang, Guiren. Separation of tumor cells with dielectrophoresis-based microfluidic chip. *Biomicrofluidics*, 7(1):011803, jan 2013.
- [9] Di Carlo, Dino, Irimia, Daniel, Tompkins, Ronald G., and Toner, Mehmet. Continuous inertial focusing, ordering, and separation of particles in microchannels. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 104(48):18892–18897, nov 2007.
- [10] Petersson, Filip, Åberg, Lena, Swärd-Nilsson, Ann-Margret, and Laurell, Thomas. Free Flow Acoustophoresis: Microfluidic-Based Mode of Particle and Cell Separation. *Analytical Chemistry*, 79(14):5117–5123, jul 2007.
- [11] Roman, Mark C. and Brown, Phyllis R. Free-flow electrophoresis as a preparative separation technique. *Analytical Chemistry*, 66(2):86A–94A, jan 1994.
- [12] Wang, Xiao-Bo, Yang, Jun, Huang, Ying, Vykhoukal, Jody, Becker, Frederick F., and Gascoyne, Peter R. C. Cell Separation by Dielectrophoretic Field-flow-fractionation. *Analytical Chemistry*, 72(4):832–839, feb 2000.
- [13] Piazza, Roberto. Thermophoresis: moving particles with thermal gradients. *Soft Matter*, 4(9):1740, aug 2008.
- [14] Pamme, Nicole. Magnetism and microfluidics. *Lab Chip*, 6(1):24–38, dec 2006.

- [15] Oakey, John, Allely, Josh, and Marr, D.W.M. Laminar-Flow-Based Separations at the Microscale. *Biotechnology Progress*, 18(6):1439–1442, dec 2002.
- [16] ASMOLOV, EVGENY S. The inertial lift on a spherical particle in a plane Poiseuille flow at large channel Reynolds number. *Journal of Fluid Mechanics*, 381:63–87, feb 1999.
- [17] Huang, Lotien Richard. Continuous Particle Separation Through Deterministic Lateral Displacement. *Science*, 304(5673):987–990, may 2004.
- [18] Kuberkar, Vinod, Czekaj, Piotr, and Davis, Robert. Flux enhancement for membrane filtration of bacterial suspensions using high-frequency backpulsing. *Biotechnology and Bioengineering*, 60(1):77–87, oct 1998.
- [19] Park, Jae-Sung and Jung, Hyo-II. Multiorifice Flow Fractionation: Continuous Size-Based Separation of Microspheres Using a Series of Contraction/Expansion Microchannels. *Analytical Chemistry*, 81(20):8280–8288, oct 2009.
- [20] Kuntaegowdanahalli, Sathyakumar S., Bhagat, Ali Asgar S., Kumar, Girish, and Papautsky, Ian. Inertial microfluidics for continuous particle separation in spiral microchannels. *Lab on a Chip*, 9(20):2973, 2009.
- [21] Sunahiro, Satoshi, Senaha, Masashi, Yamada, Masumi, and Seki, Minoru. Pinched flow fractionation device for size- And density-dependent separation of particles utilizing centrifugal pumping. in *12th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences - The Proceedings of MicroTAS 2008 Conference*, pp. 164–166, 2008.
- [22] Song, Hongjun, Rosano, Jenna M, Wang, Yi, Garson, Charles J, Prabhakarpanian, Balabhaskar, Pant, Kapil, Klarmann, George J, Perantoni, Alan, Alvarez, Luis M, and Lai, Eva. Continuous-flow sorting of stem cells and differentiation products based on dielectrophoresis. *Lab on a Chip*, 15(5):1320–1328, 2015.
- [23] Wu, Mengxi, Ozcelik, Adem, Rufo, Joseph, Wang, Zeyu, Fang, Rui, and Jun Huang, Tony. Acoustofluidic separation of cells and particles. *Microsystems & Nanoengineering*, 5(1):32, dec 2019.
- [24] Kersaudy-Kerhoas, M., Dhariwal, R., and Desmulliez, M.P.Y. Recent advances in microparticle continuous separation. *IET Nanobiotechnology*, 2(1):1, 2008.
- [25] Morijiri, Tomoki, Sunahiro, Satoshi, Senaha, Masashi, Yamada, Masumi, and Seki, Minoru. Sedimentation pinched-flow fractionation for size- and density-based particle sorting in microchannels. *Microfluidics and Nanofluidics*, 11(1):105–110, jul 2011.
- [26] Takagi, Junya, Yamada, Masumi, Yasuda, Masahiro, and Seki, Minoru. Continuous particle separation in a microchannel having asymmetrically arranged multiple branches. *Lab on a Chip*, 5(7):778, 2005.
- [27] Yamada, Masumi and Seki, Minoru. Hydrodynamic filtration for on-chip particle concentration and classification utilizing microfluidics. *Lab on a Chip*, 5(11):1233, 2005.
- [28] Bhagat, Ali Asgar S., Kuntaegowdanahalli, Sathyakumar S, and Papautsky, Ian. Enhanced particle filtration in straight microchannels using shear-modulated inertial migration. *Physics of Fluids*, 20(10):101702, oct 2008.
- [29] Zeng, Lanying, Balachandar, S., and Fischer, Paul. Wall-induced forces on a rigid sphere at finite Reynolds number. *Journal of Fluid Mechanics*, 536:1–25, jul 2005.
- [30] Faridi, Muhammad Asim, Ramachandraiah, Harisha, Banerjee, Indradumna, Ardabili, Sahar, Zelenin, Sergey, and Russom, Aman. Elasto-inertial microfluidics for bacteria separation from whole blood for sepsis diagnostics. *Journal of Nanobiotechnology*, 15(1):3, dec 2017.

- [31] Balvin, Manuel, Sohn, Eunkyung, Iracki, Tara, Drazer, German, and Frechette, Joelle. Directional Locking and the Role of Irreversible Interactions in Deterministic Hydrodynamics Separations in Microfluidic Devices. *Physical Review Letters*, 103(7):078301, aug 2009.
- [32] Inglis, David W, Davis, John A, Austin, Robert H, and Sturm, James C. Critical particle size for fractionation by deterministic lateral displacement. *Lab on a Chip*, 6(5):655, 2006.
- [33] Long, Brian R., Heller, Martin, Beech, Jason P., Linke, Heiner, Bruus, Henrik, and Tegenfeldt, Jonas O. Multi-directional sorting modes in deterministic lateral displacement devices. *Physical Review E*, 78(4):046304, oct 2008.
- [34] Crowley, Timothy A. and Pizziconi, Vincent. Isolation of plasma from whole blood using planar microfilters for lab-on-a-chip applications. *Lab on a Chip*, 5(9):922, 2005.
- [35] Redkar, Sanjeev G. and Davis, Robert H. Cross-flow microfiltration with high-frequency reverse filtration. *AIChE Journal*, 41(3):501–508, mar 1995.
- [36] Yamada, Masumi, Nakashima, Megumi, and Seki, Minoru. Pinched Flow Fractionation: Continuous Size Separation of Particles Utilizing a Laminar Flow Profile in a Pinched Microchannel. *Analytical Chemistry*, 76(18):5465–5471, sep 2004.
- [37] McGrath, J., Jimenez, M., and Bridle, H. Deterministic lateral displacement for particle separation: a review. *Lab Chip*, 14(21):4139–4158, nov 2014.
- [38] Becker, Frederick F., Wang, Xiao Bo, Huang, Ying, Pethig, Ronald, Vykoukal, Jody, and Gascoyne, Peter R.C. Separation of human breast cancer cells from blood by differential dielectric affinity. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 92(3):860–864, jan 1995.
- [39] Gascoyne, Peter R. C. and Vykoukal, Jody. Particle separation by dielectrophoresis. *ELECTROPHORESIS*, 23(13):1973, jul 2002.
- [40] Piacentini, Niccolò, Mernier, Guillaume, Tornay, Raphaël, and Renaud, Philippe. Separation of platelets from other blood cells in continuous-flow by dielectrophoresis field-flow-fractionation. *Biomicrofluidics*, 5(3):034122, sep 2011.
- [41] Pamme, Nicole. Continuous flow separations in microfluidic devices. *Lab on a Chip*, 7(12):1644, nov 2007.
- [42] Cheng, Rui, Zhu, Taotao, and Mao, Leidong. Three-dimensional and analytical modeling of microfluidic particle transport in magnetic fluids. *Microfluidics and Nanofluidics*, 16(6):1143–1154, jun 2014.
- [43] Chen, Xing, Cui, Dafu, Liu, Changchun, Li, Hui, and Chen, Jian. Continuous flow microfluidic device for cell separation, cell lysis and DNA purification. *Analytica Chimica Acta*, 584(2):237–243, feb 2007.
- [44] Lenshof, Andreas, Magnusson, Cecilia, and Laurell, Thomas. Acoustofluidics 8: Applications of acoustophoresis in continuous flow microsystems. *Lab on a Chip*, 12(7):1210, 2012.
- [45] Nam, Jeonghun, Lim, Hyunjung, Kim, Choong, Yoon Kang, Ji, and Shin, Sehyun. Density-dependent separation of encapsulated cells in a microfluidic channel by using a standing surface acoustic wave. *Biomicrofluidics*, 6(2):024120, jun 2012.
- [46] Shi, Jinjie, Huang, Hua, Stratton, Zak, Huang, Yiping, and Huang, Tony Jun. Continuous particle separation in a microfluidic channel via standing surface acoustic waves (SSAW). *Lab on a Chip*, 9(23):3354, 2009.

- [47] Alnaimat, Fadi, Dagher, Sawsan, Mathew, Bobby, Hilal-Alnqbi, Ali, and Khashan, Saud. Microfluidics Based Magnetophoresis: A Review. *The Chemical Record*, 18(11):1596–1612, nov 2018.
- [48] Munaz, Ahmed, Shiddiky, Muhammad J.A., and Nguyen, Nam-Trung. Magnetophoretic separation of diamagnetic particles through parallel ferrofluid streams. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 275:459–469, dec 2018.
- [49] Pamme, Nicole and Wilhelm, Claire. Continuous sorting of magnetic cells via on-chip free-flow magnetophoresis. *Lab on a Chip*, 6(8):974, 2006.
- [50] Zhao, Wujun, Cheng, Rui, Lim, So Hyun, Miller, Joshua R., Zhang, Weizhong, Tang, Wei, Xie, Jin, and Mao, Leidong. Biocompatible and label-free separation of cancer cells from cell culture lines from white blood cells in ferrofluids. *Lab on a Chip*, 17(13):2243–2255, jul 2017.
- [51] Zhou, Yilong, Kumar, Dhileep Thanjavur, Lu, Xinyu, Kale, Akshay, DuBose, John, Song, Yongxin, Wang, Junsheng, Li, Dongqing, and Xuan, Xiangchun. Simultaneous diamagnetic and magnetic particle trapping in ferrofluid microflows via a single permanent magnet. *Biomicrofluidics*, 9(4):044102, jul 2015.
- [52] Wang, Zhaomeng, Varma, V. B., Xia, Huan Ming, Wang, Z. P., and Ramanujan, R. V. Spreading of a ferrofluid core in three-stream micromixer channels. *Physics of Fluids*, 27(5):052004, may 2015.
- [53] Zhu, Taotao, Cheng, Rui, and Mao, Leidong. Focusing microparticles in a microfluidic channel with ferrofluids. *Microfluidics and Nanofluidics*, 11(6):695–701, dec 2011.
- [54] Smistrup, Kristian, Lund-Olesen, Torsten, Hansen, Mikkel F., and Tang, Peter T. Microfluidic magnetic separator using an array of soft magnetic elements. *Journal of Applied Physics*, 99(8):08P102, apr 2006.
- [55] Kim, Jeongho and Kim, Chang-Nyung. Evaluation of optimization algorithms for the design of a magnetic cell separator for malaria-infected blood. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 29(11):4833–4839, nov 2015.
- [56] Kim, Jinho, Cho, Hyungseok, Han, Song-I, and Han, Ki-Ho. Single-Cell Isolation of Circulating Tumor Cells from Whole Blood by Lateral Magnetophoretic Microseparation and Microfluidic Dispensing. *Analytical Chemistry*, 88(9):4857–4863, may 2016.
- [57] Adams, Jonathan D., Kim, Unyoung, and Soh, H. Tom. Multitarget magnetic activated cell sorter. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 105(47):18165–18170, nov 2008.
- [58] Winkleman, Adam, Gudiksen, Katherine L, Ryan, Declan, Whitesides, George M, Greenfield, Derek, and Prentiss, Mara. A magnetic trap for living cells suspended in a paramagnetic buffer. *Applied physics letters*, 85(12):2411–2413, 2004.
- [59] Huang, Nien-Tsu, Hwong, Yuh-Jen, and Lai, Richard Lee. A microfluidic microwell device for immunomagnetic single-cell trapping. *Microfluidics and Nanofluidics*, 22(2):16, 2018.
- [60] Watarai, Hitoshi and Namba, Makoto. Capillary magnetophoresis of human blood cells and their magnetophoretic trapping in a flow system. *Journal of chromatography A*, 961(1):3–8, 2002.
- [61] Guo, Pei-Lin, Tang, Man, Hong, Shao-Li, Yu, Xu, Pang, Dai-Wen, and Zhang, Zhi-Ling. Combination of dynamic magnetophoretic separation and stationary magnetic trap for highly sensitive and selective detection of *Salmonella typhimurium* in complex matrix. *Biosensors and Bioelectronics*, 74:628–636, 2015.

- [62] Ramadan, Qasem, Poenar, Daniel P, and Yu, Chen. Customized trapping of magnetic particles. *Microfluidics and nanofluidics*, 6(1):53–62, 2009.
- [63] Xuan, Xiangchun, Zhu, Junjie, and Church, Christopher. Particle focusing in microfluidic devices. *Microfluidics and Nanofluidics*, 9(1):1–16, jul 2010.
- [64] James, Conrad D., McClain, Jaime, Pohl, Kenneth R., Reuel, Nigel, Achyuthan, Komandoor E., Bourdon, Christopher J., Rahimian, Kamyar, Galambos, Paul C., Ludwig, George, and Derzon, Mark S. High-efficiency magnetic particle focusing using dielectrophoresis and magnetophoresis in a microfluidic device. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 20(4):045015, apr 2010.
- [65] Peyman, Sally A., Kwan, Er Yee, Margaron, Oliver, Iles, Alexander, and Pamme, Nicole. Diamagnetic repulsion—A versatile tool for label-free particle handling in microfluidic devices. *Journal of Chromatography A*, 1216(52):9055–9062, dec 2009.
- [66] Cao, Quanliang, Li, Zhenhao, Wang, Zhen, Qi, Fan, and Han, Xiaotao. Disaggregation and separation dynamics of magnetic particles in a microfluidic flow under an alternating gradient magnetic field. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 51(19):195002, 2018.
- [67] Alam, Manjurul, Golozar, Matin, and Darabi, Jeff. Modelling and simulation of particle-particle interaction in a magnetophoretic bio-separation chip. *Physics of Fluids*, 30(4):042001, apr 2018.
- [68] Han, Xiaotao, Feng, Yang, Cao, Quanliang, and Li, Liang. Three-dimensional analysis and enhancement of continuous magnetic separation of particles in microfluidics. *Microfluidics and Nanofluidics*, 18(5-6):1209–1220, may 2015.
- [69] Purcell, Edward M and Morin, David J. *Electricity and magnetism*. Cambridge University Press, 2013.
- [70] Munson, Bruce Roy, Okiishi, Theodore Hisao, Huebsch, Wade W, and Rothmayer, Alric P. *Fluid mechanics*. Wiley Singapore, 2013.
- [71] Jones, Thomas B. *Electromechanics of Particles*. Cambridge University Press, oct 1995.
- [72] Khashan, Saud A, Dagher, Sawsan, and Alazzam, Anas. Microfluidic multi-target sorting by magnetic repulsion. *Microfluidics and Nanofluidics*, 22(6):64, 2018.
- [73] Han, Ki-Ho and Bruno Frazier, A. Continuous magnetophoretic separation of blood cells in microdevice format. *Journal of Applied Physics*, 96(10):5797–5802, nov 2004.

Abstract

Whenever magnetic particles are placed within a magnetic field, magnetic force applies to them. To create a local magnetic gradient within the microchannel, the idea is to use ferromagnetic wires. The feature that distinguishes this system is the idea of using two ferromagnetic wires in the microchannel at the same time. With this design, we were able to separate and collect two types of magnetic particles with different sizes from each other and from the fluid flow simultaneously. This system has been studied numerically in this research. In order to numerically analyze the system, we first determine the governing equations and then solve these equations according to the system configuration, using CFD simulation software. To measure the accuracy of the simulations, the result of a particular model is compared with the result of the analytical relation extracted for the same case, which results 4% error. Also, the dependency of the simulation to the grid size is investigated and the appropriate grid size is selected. For simpler and faster modeling of the equations, it is assumed that the effect of the particles on the fluid flow field and the magnetic field is negligible. The two particle types used in this study are M-280 and M-450 particles, which are magnetic and the characteristics of each is known. After performing simulations and analyzing different cases, we determined that in order to collecting these two types particles, the diameter of the first wire is $50\text{ }\mu\text{m}$ and the diameter of the second wire is $100\text{ }\mu\text{m}$, the distance between the wires is within $800\text{ }\mu\text{m}$ and $900\text{ }\mu\text{m}$, the particles solution inlet located at the $200\text{ }\mu\text{m}$ to $300\text{ }\mu\text{m}$ from the center of the channel, the applied external magnetic field inside the channel is 0.5 Tesla (which is obtained by placing the B222G-N52 permanent magnet in 3.1 mm from the center of the microchannel) and also the fluid enters the channel at an average velocity of 11 mm/s. By selecting the parameters of the proposed system equal to the specified values, we were able to collect particles M-280 and M-450 with an efficiency of 97% in the microchannel, so that particles M-450 are collected around the first wire and particles M-280 are collected around the second wire. By changing some of this system parameters such as wire diameter or fluid flow velocity or magnetic field intensity, this system can be used for other applications or particles with different properties.

Keywords: Microfluidic, Microchannel, Magnetophoresis, Microparticles Trapping



Faculty Of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Energy Conversion Engineering

**Simulation of micro-particle trapping in
micro-system flow by employing magnetic
field gradient**

By:Ali Nameni

Supervisors:

Dr. Mohsen Nazari

Dr. Mohammad Mohsen Shahmardan

Advisor:

Dr. Mostafa Nazari

October 2020