

موقعیت‌یابی و کنترل کپسول آندوسکوپی با فرض معادلات استوکس

پوریا صادقی بروجنی (دکتری)

حسین نجات پیش‌کناری* (دانشیار)

حامد مرادی (دانشیار)

غلامرضا وثوقی (استاد)

دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

مهندسی مکانیک شریف (پاییز ۱۴۰۲)
دوری ۳۹، شماره ۲، صص. ۵۷-۶۳، (پژوهشی)

امروزه، استفاده از ربات‌های مغناطیسی کوچک برای درمان امراض مختلف بسیار رایج است. آندوسکوپی کپسولی یک روش غیرتهاجمی برای بازرسی سیستم گوارش است. تعیین موقعیت و جهت‌گیری کپسول و همچنین کنترل حرکت آن به پزشک معالج می‌تواند بسیار کمک‌کننده باشد و نقش مهمی در تشخیص بیماری‌ها ایفا کند. این پژوهش، یک روش برای تخمین موقعیت و جهت‌گیری یک کپسول مغناطیسی و همچنین کنترل آن در محیط سیال ارائه می‌دهد. در رویکرد پیشنهادی، فرض می‌شود که کپسول قرارگرفته در معده از یک حرکت با سرعت پایین برخوردار است. بنابراین، معادلات حرکت به صورت استوکس در نظر گرفته می‌شوند. در نتیجه، معادلات حرکت یک کپسول، استخراج و مکان کپسول با استفاده از فیلتر کالمن غیرخطی و با کمک اندازه‌گیری حسگرهای مغناطیسی خارجی، تعیین می‌شود. همچنین، روشی برای کنترل و موقعیت‌یابی همزمان این کپسول ارائه شده است. عملکرد روش‌های پیشنهادی با استفاده از شبیه‌سازی‌ها مورد بررسی و ارزیابی قرار گرفته است.

sadeghi_pouria@mech.sharif.edu
nejat@sharif.edu
hamedmoradi@sharif.edu
vossough@sharif.edu

واژگان کلیدی: موقعیت‌یابی، میدان مغناطیسی، فیلتر کالمن، آندوسکوپی کپسولی، کنترل.

۱. مقدمه

کپسول آندوسکوپی بی‌سیم، یک نوآوری قابل توجه در قرن حاضر است که به منظور تشخیص اختلالات دستگاه گوارش با حداقل درد برای بیماران توسعه یافته است. این فناوری باعث تسهیل فرایند بازرسی سیستم گوارشی می‌شود و از خطرات مرتبط با آندوسکوپی معمولی جلوگیری می‌کند.^[۱] تعیین دقیق موقعیت و قرارگیری این کپسول می‌تواند به پزشکان کمک کند تا محل ضایعات در دستگاه گوارش را به طور دقیق تشخیص دهند. علاوه بر این، پس از تعیین موقعیت دقیق، این کپسول می‌تواند به عنوان ورودی برای سیستم‌های کنترلی مورد استفاده قرار گیرد.

در سال‌های اخیر، روش‌های مختلفی برای موقعیت‌یابی این کپسول‌ها معرفی شده‌اند. این روش‌ها را می‌توان به روش‌های مغناطیسی، الکترومغناطیسی، موقعیت‌یابی ویدئویی و دیگر روش‌های موقعیت‌یابی دسته‌بندی نمود.^[۲] روش‌های الکترومغناطیسی بیشتر بر اساس جهت و زمان رسیدن امواج

الکترومغناطیسی عمل می‌کنند.^[۳] این دسته از روش‌های موقعیت‌یابی، که بر اساس قدرت و جهت‌گیری امواج الکترومغناطیسی بازگشتی از کپسول عمل می‌کنند، به الگوریتم‌های بهینه‌سازی نیز نیاز دارند.^[۴] تضعیف سیگنال و انتخاب باند فرکانسی مناسب از میان چالش‌های مهم برای محققان در زمینه روش‌های الکترومغناطیسی می‌باشد.^[۵]

از آنجا که سیگنال‌های مغناطیسی در هنگام عبور از بدن دچار تضعیف نمی‌شوند، فرایند موقعیت‌یابی مغناطیسی تحت تأثیر بافت داخلی انسان قرار نمی‌گیرد.^[۸] در همین راستا، در دهه‌های گذشته، بسیاری از محققان روش‌های مغناطیسی مختلفی را برای موقعیت‌یابی و کنترل کپسول آندوسکوپی پیشنهاد کرده‌اند. دو رویکرد اصلی برای موقعیت‌یابی مغناطیسی معرفی شده است. در روش اول، حسگرهای مغناطیسی درون کپسول قرار می‌گیرند و تعیین موقعیت، بر اساس اندازه‌گیری این حسگرها از منابع مغناطیسی خارجی انجام می‌شود.^[۹] در روش دیگر، یک آهنربای دائمی درون کپسول جاسازی شده و حسگرهای مغناطیسی در خارج از بدن بیمار قرار

* نویسنده مسئول

تاریخ: دریافت ۱۶/۸/۱۴۰۱، اصلاحیه ۱۹/۱۰/۱۴۰۱، پذیرش ۱/۱۱/۱۴۰۱.

استناد به این مقاله:

صادقی بروجنی، پوریا، نجات پیش‌کناری، حسین، مرادی، حامد، و وثوقی، غلامرضا، ۱۴۰۲. موقعیت‌یابی و کنترل کپسول آندوسکوپی با فرض معادلات استوکس. مهندسی مکانیک

شریف، ۳۹(۲)، صص. ۵۷-۶۳. DOI:10.24200/J40.2023.61340.1657

که در آن اندیس c و d به ترتیب نشان دهنده نیرو و گشتاور ناشی از کوئل‌ها و مقاوم (drag) می‌باشد.

نیرو و گشتاور مقاوم، به شکل هندسی ذره و سرعت حرکت بستگی دارد. از آنجایی که سرعت حرکت ذره در حدود سانتیمتر بر ثانیه بوده و قطر آن نیز تقریباً یک سانتیمتر است، عدد رینولدز در حدود ۱ خواهد بود و در این حالت می‌توان با تقریب خوبی معادلات حاکم را از حالت نوبر - استوکس به معادلات استوکس تبدیل کرد. در این شرایط نیرو و گشتاوری که از سیال به ذره وارد می‌شود، بر اساس روابط زیر محاسبه قابل محاسبه هستند:

$$\begin{aligned} \vec{f}_d &= M_{fd} \vec{v} \\ \vec{\tau}_d &= M_{\tau d} \vec{\omega} \end{aligned} \quad (3)$$

که در آن M_{fd} و $M_{\tau d}$ ماتریس‌هایی وابسته به شکل هندسی ذره متحرک می‌باشند و نیرو و گشتاور مقاوم را به سرعت خطی و زاویه‌ی مرتبط می‌کنند. این ماتریس‌ها برای یک ذره کروی به قطر d به صورت زیر در می‌آید: [۱۶]

$$\begin{aligned} M_{fd} &= -3\mu\pi d I_{\tau} \\ M_{\tau d} &= -\mu\pi d^2 I_{\tau} \end{aligned} \quad (4)$$

که در آن منظور از I_{τ} ماتریس هماننی سه در سه است. از آنجایی که شکل هندسی کپسول‌های آندوسکوپی بیضی‌گون می‌باشد، ماتریس‌های M_{fd} و $M_{\tau d}$ در آنها به صورت زیر محاسبه می‌شود: [۱۷]

$$\begin{aligned} M_{fd} &= -\mu\pi d \begin{bmatrix} k_{\hat{x}\hat{x}} & 0 & 0 \\ 0 & k_{\hat{y}\hat{y}} & 0 \\ 0 & 0 & k_{\hat{z}\hat{z}} \end{bmatrix} \\ k_{\hat{x}\hat{x}} &= k_{\hat{y}\hat{y}} = \frac{16(\beta^{\tau} - 1)}{[(2\beta^{\tau} - 3)\ln(\beta + \sqrt{\beta^{\tau} - 1})] + \beta} \\ k_{\hat{z}\hat{z}} &= \frac{8(\beta^{\tau} - 1)}{[(2\beta^{\tau} - 1)\ln(\beta + \sqrt{\beta^{\tau} - 1})] - \beta} \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} M_{\tau d} &= -\mu\pi d^2 \begin{bmatrix} T_{\hat{x}\hat{x}} & 0 & 0 \\ 0 & T_{\hat{y}\hat{y}} & 0 \\ 0 & 0 & T_{\hat{z}\hat{z}} \end{bmatrix} \\ T_{\hat{x}\hat{x}} &= T_{\hat{y}\hat{y}} = \frac{2\beta(\beta^{\tau} + 1)}{3(\beta_0 + \beta^{\tau}\gamma_0)}; T_{\hat{z}\hat{z}} = \frac{2\beta}{3\beta_0} \\ \beta_0 &= \frac{\beta^{\tau}}{\beta^{\tau} - 1} + \frac{\beta}{2(\beta^{\tau} - 1)^{1/2}} \ln\left(\frac{\beta - \sqrt{\beta^{\tau} - 1}}{\beta + \sqrt{\beta^{\tau} - 1}}\right) \\ \gamma_0 &= -\frac{2}{\beta^{\tau} - 1} - \frac{\beta}{(\beta^{\tau} - 1)^{1/2}} \ln\left(\frac{\beta - \sqrt{\beta^{\tau} - 1}}{\beta + \sqrt{\beta^{\tau} - 1}}\right) \end{aligned} \quad (6)$$

در روابط بالا، β برابر با نسبت طول به قطر بیضی‌گون است. در شکل ۱، محورهای اصلی بیضی‌گون نمایش داده شده است که معادلات ۵ و ۶ بر اساس آن بیان شده‌اند.

اگر در معادلات ۵ و ۶، β به سمت ۱ میل داده شود، دقیقاً رابطه ۴ حاصل خواهد شد.

می‌گیرند تا میدان‌های مغناطیسی را اندازه‌گیری کنند. [۱۲، ۱۱] چاؤ هو، مدل‌های مختلف ریاضی و الگوریتم‌های کمینه‌سازی را برای موقعیت‌یابی ۵ بعدی کپسول، با یک آهنربای دائمی کوچک مقایسه کرد و دریافت که روش لونیبرگ - مارکواریت بیشترین سرعت را برای یافتن راه‌حل فراهم می‌کند و همچنین دقت بالاتری دارد. [۱۳] یکی از چالش‌برانگیزترین مشکلات در روش موقعیت‌یابی مغناطیسی، همزمانی سیستم‌های تحریک و موقعیت‌یابی به دلیل تداخل دو میدان مغناطیسی اعمال شده است. [۱۴] در مرجع، [۱۵] یک الگوریتم جدید برای به حداقل رساندن اثر میدان الکترومغناطیسی خارجی در فرایند موقعیت‌یابی معرفی شده است. در میان تمام روش‌هایی که در این بخش مورد بحث قرار گرفت، روش‌های موقعیت‌یابی مغناطیسی به دلیل خطای کم موقعیت‌یابی و سهولت در اجرای عملی، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند. با این حال، تحقیقات زیادی در این زمینه برای کاهش خطاها مورد نیاز است.

نوآوری اصلی پژوهش حاضر، کنترل و موقعیت‌یابی همزمان حرکت کپسول مغناطیسی بر اساس در نظر گرفتن دوره وظیفه (duty cycle) برای اعمال میدان مغناطیسی تحریک و بدون اشباع حسگرهای مغناطیسی است. در این پژوهش، ابتدا به مدل‌سازی حرکت کپسول آندوسکوپی در معده با فرض معادلات استوکس پرداخته می‌شود. در ادامه، روشی برای موقعیت‌یابی و کنترل کپسول بر اساس این مدل ارائه می‌گردد. در انتها، با استفاده از شبیه‌سازی عملکرد سیستم‌های معرفی شده، عملکرد کپسول مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۲. مدل‌سازی حرکت کپسول

مدل‌سازی سیستم‌های دینامیکی اولین گام در فرایند کنترل و موقعیت‌یابی است و مدل مبنا محسوب می‌شود. در مدل‌سازی سیستم، تلاش می‌شود تا یک مدل ریاضی مناسب برای توصیف عملکرد آن سیستم به دست آید. با توجه به اینکه پیش از عملیات آندوسکوپی از بیمار درخواست می‌شود که به مدت تقریباً ۸ ساعت به غیر از آب هیچ‌چیز دیگری مصرف نکند، محیط معده در حین آندوسکوپی صرفاً پر از آب می‌باشد و هیچ جسم جامدی در معده موجود نیست. کپسول‌های آندوسکوپی نیز دارای شکلی شبیه یک بیضی‌گون هستند که در صورتی که مگنت داخل آنها به کار رفته باشد، دارای وزنی بین ۴ تا ۸ گرم می‌باشند. در نتیجه، حرکت کپسول‌های آندوسکوپی داخل معده در حین فرایند آندوسکوپی را می‌توان با تقریب خوبی، با حرکت یک جسم مغناطیسی بیضی‌گون در یک ظرف حاوی سیال دچار اغتشاش، مدل‌سازی کرد. البته باید در نظر داشت که زمانی که کپسول به دیواره معده نزدیک می‌شود، اعتبار این مدل کاهش می‌یابد. به همین دلیل، در این قسمت به مدل‌سازی حرکت یک ذره مغناطیسی بیضی‌گون در محیط سیال پرداخته می‌شود و از این مدل، در قسمت‌های بعد برای موقعیت‌یابی و کنترل استفاده خواهد شد.

به علت سرعت بسیار پایین حرکت کپسول‌های آندوسکوپی در معده، فرض می‌شود که شتاب حرکت کپسول تقریباً صفر است. به عبارت دیگر، به دلیل شرایط دینامیکی سیال با عدد رینولدز پایین، معادلات ناویر - استوکس به معادلات استوکس تبدیل می‌شوند. بنابراین، برآیند نیروها و گشتاورهای وارد بر ذره مساوی صفر خواهد شد. همچنین، فرض می‌شود که نیروی وزن و نیروی بویانسی نیز همدیگر را خنثی کنند. بنابراین معادلات حرکت به صورت زیر خواهد بود:

$$\vec{f}_c + \vec{f}_d = 0 \quad (1)$$

$$\vec{\tau}_c + \vec{\tau}_d = 0 \quad (2)$$

با ترکیب کردن روابط ۱ تا ۳ و ۸، روابط مربوط به سرعت خطی و زاویه‌یی به دست آمده و از طریق آن‌ها مشتق بردار حالت حاصل می‌شود:

$$\dot{\vec{X}} = \left\{ -M_{fd}^{-1} f_{mag}; -W M_{\tau d}^{-1} \tau_{mag} \right\} \quad (9)$$

مقادیری که حسگرهای مغناطیسی نشان می‌دهند، به قدرت مغناطش ذرات مغناطیسی اطراف آنها و همچنین فاصله‌ی میدان‌های مغناطیسی از آنها بستگی دارد. حال از آنجایی که حسگرهای مغناطیسی در موقعیت‌های از قبل مشخص شده قرار داده می‌شوند، بنابراین فاصله آن‌ها نسبت به میدان مغناطیسی خارجی ثابت و مشخص است. در نتیجه، برای به دست آوردن تأثیر میدان ناشی از کپسول مغناطیسی، کافی است میدانی که توسط میدان خارجی ایجاد می‌شود، از میدانی که حسگرها نشان می‌دهند، کسر شود. میدان مغناطیسی ناشی از یک مغناطیس دائم با قدرت m_c که در فاصله p از یک حسگر مغناطیسی قرار گرفته است، به صورت زیر است:

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi \|p\|^5} \left(3\vec{p}\vec{p}^T - 3I_{\tau} \|p\|^2 \right) \times \vec{m}_c \quad (10)$$

که در آن $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ ضریب گذردهی مغناطیسی خلاء می‌باشد. در نتیجه، مقادیری که حسگرها نشان می‌دهند تابعی از موقعیت و وضعیت کپسول مغناطیس می‌باشد.

از بحث‌های بالا می‌توان نتیجه گرفت که معادلات حرکت و اندازه‌گیری این سیستم را می‌توان به صورت زیر بازنویسی کرد:

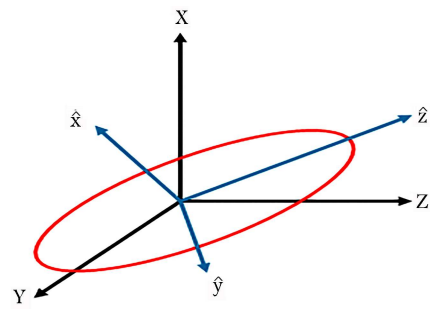
$$\begin{aligned} \dot{\vec{X}} &= f(\vec{X}, I) \\ \vec{z} &= h(\vec{X}, I) \end{aligned} \quad (11)$$

که در آن توابع f و h به ترتیب از روابط ۹ و ۱۰ به دست می‌آیند. معادله ۱۱ در حالت ایده‌آل می‌باشد، ولی با نگاه واقع‌بینانه‌تر، در حرکت کپسول در محیط، اغتشاشاتی وجود دارد که می‌توان آن اغتشاشات را به صورت یک نویز سفید در معادله حرکت ذره آورد. از طرفی، از آنجایی که همواره در حسگرها نویز وجود دارد، لذا می‌بایست در معادله مربوط به اندازه‌گیری نیز یک نویز اضافه کرد تا معادلات به واقعیت نزدیک‌تر شود. در نتیجه فرم اصلاح شده معادله ۱۱ به صورت زیر در می‌آید:

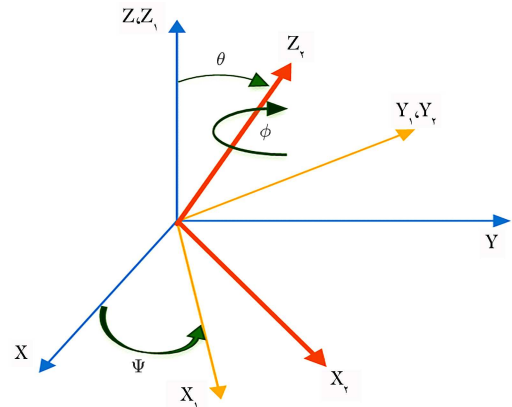
$$\begin{aligned} \dot{\vec{X}} &= f(\vec{X}, I) + g(\vec{X}) \vec{w} \\ \vec{z} &= h(\vec{X}, I) + \vec{v} \end{aligned} \quad (12)$$

که در آن \vec{w} و \vec{v} نویزهای سفیدی با ماتریس‌های کواریانس مشخص هستند که با توجه به شرایط حرکت تعیین می‌شوند و همچنین تابع $g(\vec{X})$ تابعی از بردار حالت می‌باشد که با توجه به نوع اغتشاش، می‌تواند تعیین گردد.

حال با استفاده از روابط مربوط به فیلتر کالمن توسعه یافته، به تخمین بردار حالت سیستم پرداخته می‌شود. تخمین اولیه به گونه‌یی انتخاب می‌شود که موقعیت مرکز جرم چند سانتیمتر با موقعیت اصلی تفاوت داشته باشد و در زوایا چند ده درجه با وضعیت اولیه واقعی کپسول متفاوت باشد. همچنین، اغتشاش w به گونه‌یی انتخاب می‌شود که بزرگی آن در حدود یک هزارم میزان $f(\vec{X})$ باشد. به‌طور مشابه، بزرگی \vec{v} یک هزارم $h(\vec{X})$ در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۱. محورهای اصلی بیضی‌گون.



شکل ۲. نحوه تعریف زوایای چرخش اوپلر.

۳. موقعیت‌یابی ذره مغناطیسی

موقعیت و وضعیت یک ذره مغناطیسی بیضی‌گون در فضا به وسیله شش پارامتر $(x, y, z, \psi, \theta, \varphi)$ تعیین می‌شود. سه پارامتر اول، مشخص‌کننده موقعیت مرکز جرم ذره در فضا بوده و سه پارامتر دوم، زاویه اوپلر جهت‌گیری ذره را مشخص می‌کنند. زاویه ψ چرخش حول محور z ، زاویه θ چرخش حول محور X_1 و زاویه φ چرخش حول محور Z_1 می‌باشد. این زوایا در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. حال، بردار حالت را به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{X} = [x \ y \ z \ \psi \ \theta \ \varphi]^T \quad (13)$$

در حالتی که از زوایای اوپلر مشخص شده در شکل ۲ استفاده شود، رابطه بین مشتق زوایا و فرکانس طبیعی حرکت به صورت رابطه زیر خواهد بود:

$$\begin{aligned} \dot{\vec{w}} &= \dot{\psi} \vec{K} + \dot{\theta} \vec{J}_1 + \dot{\varphi} \vec{K}_1 \\ K &= K_1, J_1 = J_1, K_1 = K_1 \Rightarrow \dot{\vec{w}} = \dot{\psi} \vec{K}_1 + \dot{\theta} \vec{J}_1 + \dot{\varphi} \vec{K}_1 \\ \left. \begin{aligned} K_1 &= K_1 \cos \theta - J_1 \sin \theta \\ J_1 &= I_1 \sin \varphi + J_1 \cos \varphi \\ I_1 &= I_1 \cos \varphi - J_1 \sin \varphi \end{aligned} \right\} \Rightarrow \dot{\vec{w}} = \begin{bmatrix} -\sin \theta \cos \varphi & \sin \varphi & 0 \\ \sin \theta \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ \cos \varphi & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ \left[\begin{array}{c} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{array} \right] &\Rightarrow \left[\begin{array}{c} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{array} \right] = \underbrace{\begin{bmatrix} -\frac{\cos \varphi}{\sin \theta} & \frac{\sin \varphi}{\sin \theta} & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ \cos \varphi \cot \theta & -\sin \varphi \cot \theta & 1 \end{bmatrix}}_W \dot{\vec{w}} \end{aligned} \quad (14)$$

۴. کنترل حرکت ذره مغناطیسی

به منظور کنترل حرکت ذره مغناطیسی، از دو گام استفاده می‌شود. در ابتدا بر اساس موقعیت و جهت‌گیری فعلی ذره و همچنین موقعیت و جهت‌گیری مطلوب، نیرو و گشتاور مورد نیاز که آن حرکت را برای ما ایجاد می‌کند، یافته می‌شود و سپس در گام دوم بر اساس نیرو و گشتاور محاسبه شده، به محاسبه جریان‌های عبوری از کویل‌ها که نیرو و گشتاور مغناطیسی را ایجاد می‌کنند، پرداخته می‌شود. نحوه پیدا کردن ورودی‌های کنترلی به صورت شماتیک، در شکل ۳ ارائه شده است.

۱.۴. یافتن نیرو و گشتاور مغناطیسی لازم

برای یافتن نیرو و گشتاور لازم، فرض می‌شود که کپسول در موقعیت $[x, y, z, \psi, \theta, \varphi]$ قرار دارد و موقعیت و وضعیت مطلوب مد نظر $[x_d, y_d, z_d, \psi_d, \theta_d, \varphi_d]$ می‌باشد. بنابراین، سرعت خطی و سرعت زاویه‌یی که ذره را به سمت نقطه مقصد هدایت می‌کند، به صورت زیر خواهد بود:

$$\vec{v}_{des} = \alpha \left(\begin{bmatrix} x_d \\ y_d \\ z_d \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \right) \quad (13)$$

$$\begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix}_{des} = \beta \left(\begin{bmatrix} \psi \\ \theta \\ \varphi \end{bmatrix}_{des} - \begin{bmatrix} \psi \\ \theta \\ \varphi \end{bmatrix} \right)$$

$$\vec{\omega}_{des} = \underbrace{\begin{bmatrix} -\cos \varphi \sin \theta & \sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi \sin \theta & \cos \varphi & 0 \\ \cos \theta & 0 & 1 \end{bmatrix}}_{W^{-1}} \begin{bmatrix} \dot{\psi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\varphi} \end{bmatrix}_{des} \quad (14)$$

که در آن α و β ضرایبی هستند که به وسیله آن‌ها می‌توان اندازه سرعت‌ها را کنترل کرد. حال، طبق رابطه ۳ می‌توان نوشت:

$$f_{des} = M_{fd} \vec{v}_{des} \quad (15)$$

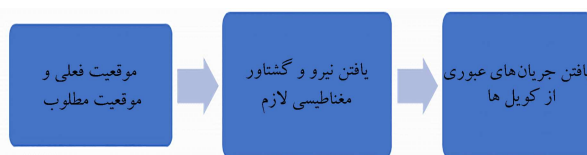
$$\tau_{des} = M_{\tau d} \vec{\omega}_{des}$$

و به این صورت، نیرو و گشتاوری که در هر نقطه باعث رانده شدن کپسول به سمت موقعیت و وضعیت مطلوب می‌شود، به دست می‌آید.

اثبات پایداری:

برای اثبات پایداری، با جایگزینی کنترلهای موقعیت و جهت‌گیری در معادلات دینامیک سیستم، معادله دینامیک سیستم مدار بسته به صورت زیر خواهد بود:

$$\dot{\vec{X}} = \dot{\vec{X}}_{des} + \underbrace{\begin{bmatrix} \alpha & 0 \\ 0 & \beta \end{bmatrix}}_K (\vec{X}_{des} - \vec{X}) \quad (16)$$



شکل ۳. نحوه یافتن ورودی کنترلی.

بردار خطا به صورت زیر می‌باشد:

$$\vec{e} = (\vec{X} - \vec{X}_{des}) \quad (17)$$

در نتیجه خواهیم داشت:

$$\dot{\vec{e}} + K\vec{e} = 0 \quad (18)$$

از آنجایی که α و β ماتریس‌های مثبت معین هستند، ماتریس K نیز مثبت معین خواهد بود و با توجه به رابطه ۱۸، بردار خطا به سمت صفر میل خواهد کرد و لذا پایداری کنترل اثبات می‌گردد.

نکته ۱: در خصوص هندسه‌ی مانند کپسول، از آنجایی که نسبت به محور اصلی خود متقارن است، نیازی به کنترل زاویه φ نمی‌باشد و به منظور کنترل وضعیت کپسول صرفاً از دو زاویه ψ و θ استفاده می‌گردد؛

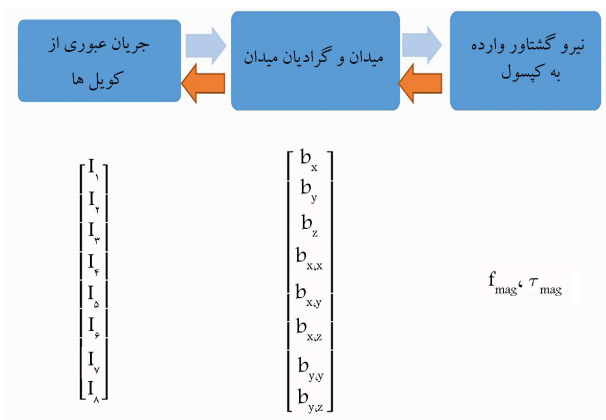
نکته ۲: همان‌گونه که از رابطه ۸ مشخص است، زمانی که از زوایای اوپلر استفاده می‌شود، امکان تکنیکی وجود دارد. بنابراین، در این مقاله برای جلوگیری از تکنیکی، در شبیه‌سازی‌ها سعی شده است زوایا به صفر درجه نزدیک نشوند. به منظور جلوگیری از تکنیکی در حالت کلی می‌توان از کواترنیون‌ها به جای زوایای اوپلر استفاده نمود.^[۱۸]

۲.۴. یافتن جریان‌های عبوری از کویل‌ها

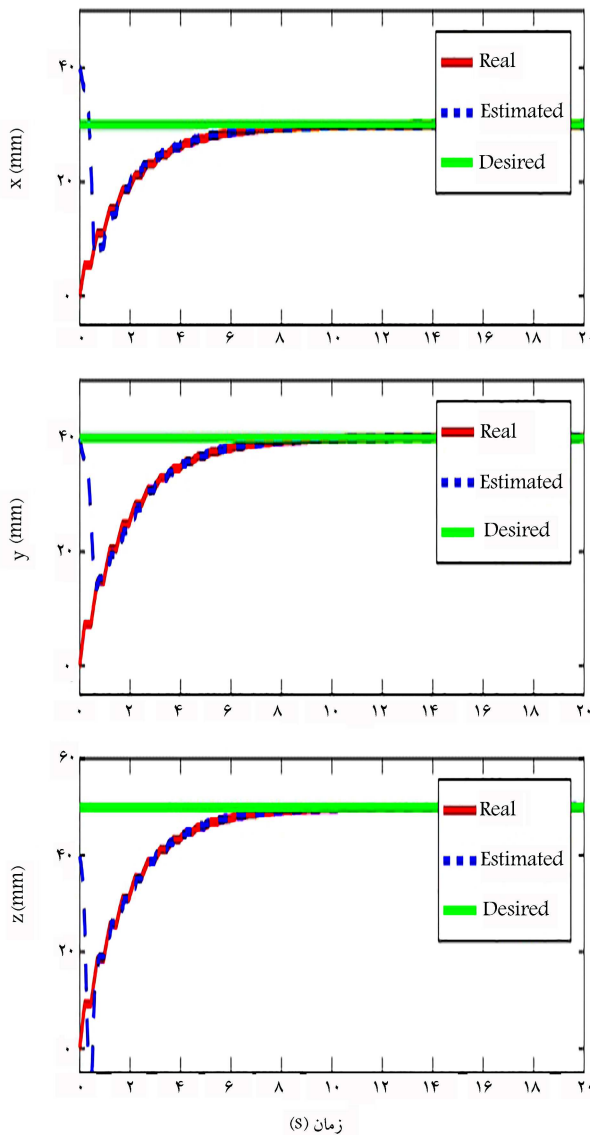
در این مرحله، ابتدا باید میدان مغناطیسی و گرادیان میدانی که هر کدام از کویل‌ها در اطراف خود ایجاد می‌کنند، محاسبه شوند. سپس بر اساس این میدان و گرادیان میدان، نیرو و گشتاوری که توسط آن میدان و گرادیان ایجاد می‌شوند، به دست می‌آید. اگر از روش عکس‌العملی استفاده شود، به طوری که نیرو و گشتاور مورد نیاز معلوم باشد، در ابتدا می‌توان میدان مغناطیسی را که برای ایجاد این نیرو و گشتاور مورد نیاز است، محاسبه نمود. سپس با توجه به این میدان، جریان‌هایی که در کویل‌ها نیاز هستند را در نقطه‌کار محاسبه کرد. رابطه میان میدان و گرادیان میدان مغناطیسی و جریان‌های عبوری از کویل‌ها به ویژگی‌های سیم‌پیچ‌ها و نحوه قرارگیری آنها نسبت به یکدیگر وابسته است. در شکل ۴، نیز نحوه محاسبه جریان‌های عبوری از کویل‌ها نشان داده شده است.

۳.۴. استفاده از duty cycle

در بخش‌های قبلی توضیح داده شد که برای موقعیت‌یابی نیاز است میدان مغناطیسی



شکل ۴. نحوه یافتن جریان‌های عبوری از کویل‌ها.



شکل ۶. موقعیت کپسول.

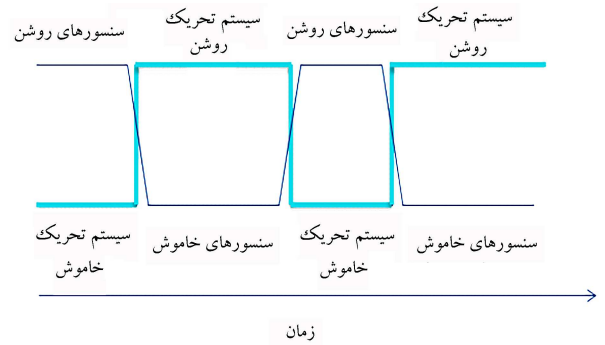
معنی که در ۴۰ درصد از زمان، از حسگرها داده‌ای دریافت نمی‌شود و عملیات کنترل انجام می‌گردد و در ۶۰ درصد باقیمانده، از داده‌های حسگرها به منظور تخمین موقعیت استفاده می‌شود و کویل‌های مغناطیسی خاموش می‌گردند.

به منظور تخمین بردار حالت سیستم از فیلتر کالمن توسعه یافته (EKF) استفاده شده است.

در شکل ۶ و ۷ نمودارهای مربوط به موقعیت‌یابی و کنترل ذره مغناطیسی آورده شده است. همچنین، شکل ۸ نیرو و گشتاور کنترلی را نشان می‌دهد.

۶. نتیجه‌گیری

در این پژوهش، ابتدا حرکت کپسول آندوسکوپی با حرکت یک ذره بیضی‌گون مغناطیسی در محیط سیال مشابه‌سازی شده و سپس مدلی از حرکت این ذره در سیال با فرض معادلات استوکس استخراج گردید. در ادامه، یک روش مکان‌یابی مدل‌مبنا برای کپسول مغناطیسی با استفاده از آرایه‌ی خارجی از



شکل ۵. نحوه عملکرد duty cycle.

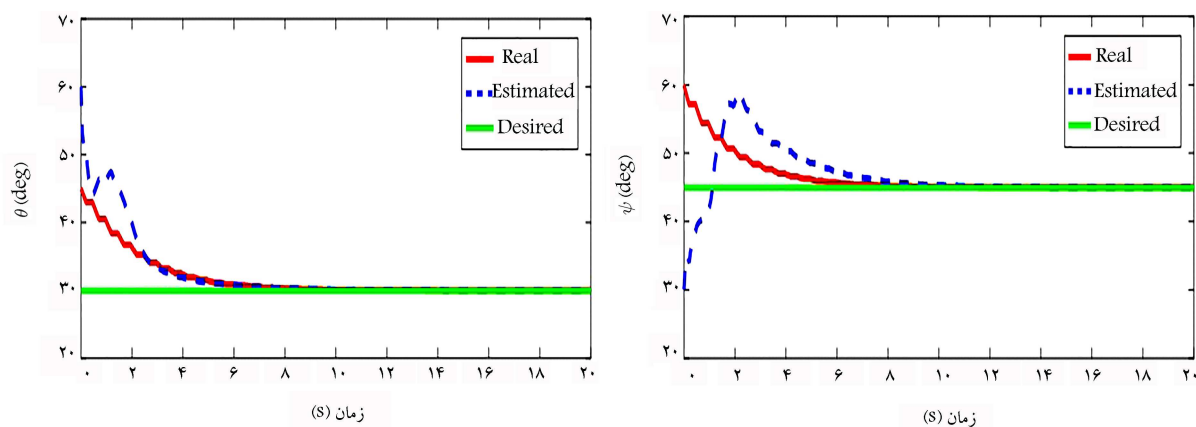
جدول ۱. پارامترهای شبیه‌سازی.

مقادیر	اولیه		مطلوب
	تخمین	واقعی	
x	۴۰ میلی‌متر	۰	۳۰ میلی‌متر
y	۴۰ میلی‌متر	۰	۴۰ میلی‌متر
z	۴۰ میلی‌متر	۰	۵۰ میلی‌متر
ψ	۳۰ درجه	۶۰ درجه	۴۵ درجه
θ	۶۰ درجه	۴۵ درجه	۳۰ درجه

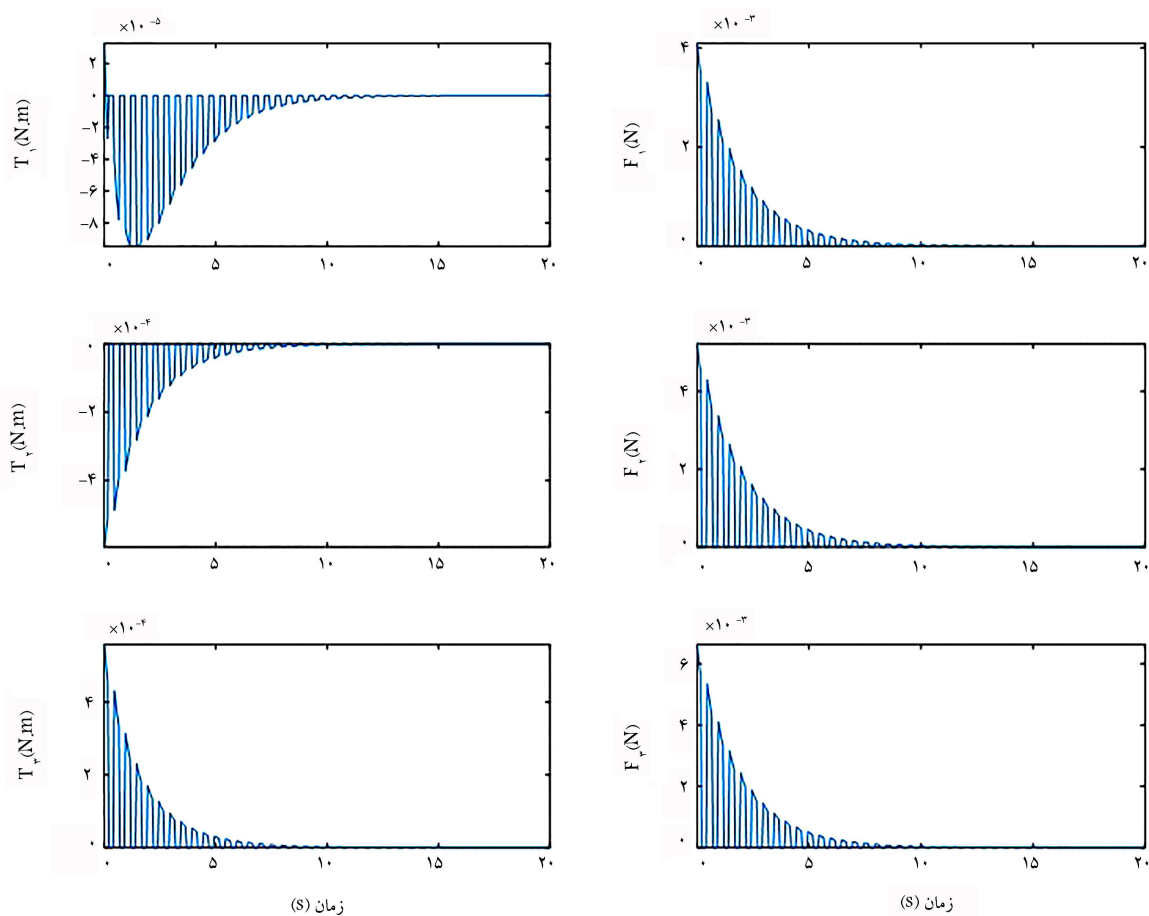
ناشی از کپسول اندازه‌گیری شود. این میدان در مقایسه با میدان مغناطیسی ناشی از سیم پیچ‌های خارجی، بسیار کوچکتر است. بنابراین، اگر در زمانی که میدان مغناطیسی خارجی روشن است و تحریک خارجی در سیستم وجود دارد، از داده حسگرها استفاده شود، خطای کار افزایش پیدا می‌کند. بنابراین، به منظور بالاتر بردن دقت موقعیت‌یابی از duty cycle استفاده می‌شود. به طوری که، در زمانی که از میدان خارجی به منظور کنترل حرکت استفاده می‌گردد، داده‌های حسگر در نظر گرفته نمی‌شود و در بازه‌های زمانی مشخص، میدان خارجی را خاموش کرده و صرفاً میدان ناشی از ذره مغناطیسی اندازه‌گیری می‌گردد و به وسیله آن موقعیت‌یابی انجام می‌شود. نحوه عملکرد duty cycle در شکل ۵ نشان داده شده است.

۵. شبیه‌سازی

به منظور بررسی روش پیشنهادی، به شبیه‌سازی حرکت یک ذره مغناطیسی بیضی‌گون پرداخته شده است. در این شبیه‌سازی، یک ذره در نظر گرفته می‌شود که ۱۵ درصد حجم آن را یک ذره مغناطیسی از جنس NdFeB با مغناطش $5e5 A/m$ اشغال کرده است. طول کلی جسم برابر ۲۶ میلی‌متر و قطر آن ۱۱ میلی‌متر می‌باشد. کپسول داخل یک ظرف پراز آب قرار دارد که اطراف آن ۸ کویل مغناطیسی تعبیه شده است. چیدمان کویل‌ها به این صورت است که چهار کویل با زاویه ۴۵ درجه در زیر ظرف قرار دارد و چهار کویل روی وجه‌های کناری مکعب قرار داده شده‌اند. این چیدمان از پروژه OctoMag الگوبرداری شده است.^[۱۹] ۱۶ حسگر مغناطیسی سه جهته نیز در بالای مکعب قرار داده شده است. پارامترهای شبیه‌سازی در جدول ۱ ارائه شده است. برای این شبیه‌سازی، ۴۰ درصد duty cycle در نظر گرفته شده است. به این



شکل ۷. جهت‌گیری کپسول.



شکل ۸. نیرو و گشتاور کنترلی.

حسگرهای مغناطیسی و فیلتر کالمن ارائه گردید. در این روش، برای تخمین موقعیت و وضعیت ذره، اغتشاش سیستم و نویز حسگرها نیز در نظر گرفته شد. در ادامه، روشی برای کنترل و موقعیت‌یابی همزمان این ذره مغناطیسی ارائه گردید. نتایج شبیه‌سازی‌های عملکرد مناسب سیستم موقعیت‌یابی و کنترل را نشان می‌دهد. خلاصه‌ی از عملکرد سیستم‌های موقعیت‌یابی در جدول ۲ آمده است. به منظور محاسبه خطا، از خطای جذر میانگین مربعات (RMSE) ^۱ استفاده شده است.

جدول ۲. خطای روش‌های موقعیت‌یابی و کنترل.

خطای تخمین موقعیت	۰٫۷ میلی‌متر
خطای تخمین جهت‌گیری	۲٫۴ درجه
خطای کنترل موقعیت	۰٫۹ میلی‌متر
خطای کنترل جهت‌گیری	۲٫۷ درجه

1. Root Mean Square Error

منابع (References)

1. Ciuti, G., Menciassi, A. and Dario, P., 2011. Capsule endoscopy: From current achievements to open challenges. *IEEE Reviews In Biomedical Engineering*, 4, pp.59-72. <https://doi.org/10.1109/rbme.2011.2171182>.
2. Mateen, H. and et al., 2017. Localization of wireless capsule endoscope: A systematic review. *IEEE Sensors Journal*, 17(5), pp.1197-1206. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2016.2645945>.
3. Goh, S.T., Zekavat, S.A.R. and Pahlavan, K., 2014. DOA-based endoscopy capsule localization and orientation estimation via unscented Kalman filter. *IEEE Sensors Journal*, 14(11), pp.3819-3829. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2014.2342720>.
4. Nafchi, A.R., Goh, S.T. and Zekavat, S.A.R., 2014. Circular arrays and inertial measurement unit for DOA/TOA/TDOA-based endoscopy capsule localization: Performance and complexity investigation. *IEEE Sensors Journal*, 14(11), pp.3791-3799. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2014.2331244>.
5. Guo, X., Wang, C. and Yan, R., 2011. An electromagnetic localization method for medical micro-devices based on adaptive particle swarm optimization with neighborhood search. *Measurement*, 44(5), pp.852-858. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2011.01.022>.
6. Barbi, M. and et al., 2019. Analysis of the localization error for capsule endoscopy applications at uwb frequencies. in 2019 13th International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT). IEEE
7. Bianchi, F. and et al., 2019. Localization strategies for robotic endoscopic capsules: A review. *Expert Review of Medical Devices*, 16(5), pp.381-403. <https://doi.org/10.1080/17434440.2019.1608182>.
8. Hu, C. and et al., 2010. A cubic 3-axis magnetic sensor array for wirelessly tracking magnet position and orientation. *IEEE Sensors Journal*, 10(5), pp.903-913. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2009.2035711>.
9. Popek, K.M., Mahoney, A.W. and Abbott, J.J., 2013. Localization method for a magnetic capsule endoscope propelled by a rotating magnetic dipole field. In *Robotics and Automation (ICRA), IEEE International Conference on*. IEEE. <http://dx.doi.org/10.1109/ICRA.2013.6631343>.
10. Di Natali, C., Beccani, M. and Valdastrri, P., 2013. Real-time pose detection for magnetic medical devices. *IEEE Transactions on Magnetics*, 49(7), pp.3524-3527. <https://doi.org/10.1109/TMAG.2013.2240899>.
11. Yim, S. and Sitti, M., 2013. 3-D localization method for a magnetically actuated soft capsule endoscope and its applications. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(5), pp.1139-1151. <https://doi.org/10.1109/TRO.2013.2266754>.
12. Pham, D.M. and Aziz, S.M., 2014. A real-time localization system for an endoscopic capsule using magnetic sensors. *Sensors*, 14(11), pp.20910-20929. <https://doi.org/10.3390/s141120910>.
13. Hu, C., Meng, M.Q.H. and Mandal, M., 2005. Efficient magnetic localization and orientation technique for capsule endoscopy. *International Journal of Information Acquisition*, 2(01), pp.23-36. <https://doi.org/10.1109/IROS.2005.1545490>.
14. Wang, X. and Meng, M.Q., 2011. Perspective of active capsule endoscope: actuation and localisation. *International Journal of Mechatronics and Automation*, 1(1), pp.38-45. <https://doi.org/10.1504/IJMA.2011.039154>.
15. Son, D., Yim, S. and Sitti, M., 2016. A 5-D localization method for a magnetically manipulated untethered robot using a 2-D array of Hall-effect sensors. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 21(2), pp.708-716. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2015.2488361>.
16. Happel, J. and Brenner, H., 1983. Low reynolds number hydrodynamics: with special applications to particulate medi. Martinuis Nijhoff.
17. Fan, F.G. and Ahmadi, G., 1995. A sublayer model for wall deposition of ellipsoidal particles in turbulent streams. *Journal of Aerosol Science*, 26(5), pp.813-840. [https://doi.org/10.1016/0021-8502\(95\)00021-4](https://doi.org/10.1016/0021-8502(95)00021-4).
18. Boroujeni, P.S. and et al., 2021. Model-aided real-time localization and parameter identification of a magnetic endoscopic capsule using extended kalman filter. *IEEE Sensors Journal*. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3071432>.
19. Kummer, M.P. and et al., 2010. OctoMag: An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(6), pp.1006-1017. <https://doi.org/10.1109/TRO.2010.2073030>.