

## کاربرد رویتگرها در عملیات پزشکی با کمک ربات‌ها

بی‌تا فلاحی / دانشگاه آلبرتا، کانادا / fallahi@ualberta.ca

مهدی توکلی افشاری / استاد تمام دانشگاه آلبرتا، کانادا / mahdi.tavakoli@ualberta.ca

### چکیده

در این مقاله، کاربرد رویتگرها در انجام عملیات پزشکی که با همکاری ربات‌ها انجام می‌شود مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این گونه عملیات، همکاری هم‌زمان ربات با پزشک و یا جراح باعث افزایش دقت و بهره‌وری بالاتر عملیات می‌شود. با در نظر گرفتن توانایی رویتگرها در فراهم کردن اطلاعات در مورد ابزار جراحی، بافت مورد جراحی و تراکنش بین این دو، می‌توان رویتگرها را به‌عنوان جایگزینی برای حسگرها در انجام عملیات پزشکی در نظر گرفت. این مقاله بررسی اجمالی در مورد کاربرد رویتگرها در تخمین موقعیت ابزار پزشکی، حرکت و تغییر شکل بافت و همچنین نیروهای تراکنش بین بافت و ابزار را ارائه می‌دهد. از چالش‌های اصلی در طراحی رویتگر در انجام عملیات پزشکی می‌توان به تضمین امنیت و بهره‌وری وعدم دسترسی به مدل دقیق بافت اشاره کرد. با توجه به گستردگی کاربرد ربات‌های پزشکی، مطالعه در این زمینه بسیار مورد توجه قرار گرفته است.

کلمات کلیدی: ربات دستیار، تخمین، رویتگر

## Application of Observers in Medical Robotics

■ Bita Fallahi/University of Alberta, Canada/ fallahi@ualberta.ca

■ Mahdi Tavakoli Afshari/ University of Alberta, Canada/ mahdi.tavakoli@ualberta.ca

### Abstract

This paper presents the applications of observers in robot-assisted medical procedures, in which robotic manipulators act in collaboration with surgeons or therapists to improve the efficiency and accuracy of the interventions. Observers can be considered as replacements for sensors to provide the surgeon and/or the robots with information about the tissue, surgical tools, and their interaction. This paper provides an overview of the observation methods for estimating the tool pose, tissue motion, and the interaction forces. Having a good model for the system and guaranteeing the safety and efficiency of the methods are the challenges involved in using the observers in medical procedures. However, the application-driven nature of the medical robotics provides a thriving field of study for using the observers.

**Keywords:** Robot-assisted, Estimation, Observer



رویتگرها<sup>۱۱</sup> را می‌توان به‌عنوان جایگزینی برای حسگرها در نظر گرفت. رویتگرها گونه ویژه‌ای از تخمین‌گرها هستند که با استفاده از مدل‌های ریاضی سیستم و اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط حسگرها، متغیرهای غیرقابل اندازه‌گیری را تخمین می‌زنند. همان‌طور که از نام آن‌ها برمی‌آید، رویتگرها مقدار متغیرهای غیرقابل اندازه‌گیری را رویت می‌کنند. همچنین برای حذف نویز و هموار کردن سیگنال‌ها، می‌توان از رویتگرها در تخمین متغیرهای اندازه‌گیری شده نیز استفاده کرد. البته باید توجه داشت که در عملکرد رویتگر و تخمین‌گر تفاوت‌هایی وجود دارد. شرط لازم در استفاده از رویتگر، وجود رابطه‌ای بین متغیرهای اندازه‌گیری شده و متغیرهای اندازه‌گیری نشده است که شرایط رویت‌پذیری<sup>۱۱</sup> نامیده می‌شود. در مقایسه با رویتگر، عملکرد یک تخمین‌گر عمومی مانند عملکرد یک فیلتر است که مستقل از مدل سیستم است. همچنین، متغیر تخمین‌زده شده همان متغیر اندازه‌گیری شده است. به‌عنوان مثال، تخمین حرکت یک عضو با استفاده از تصاویر بدون استفاده از مدل حرکت توسط یک تخمین‌گر قابل انجام است. با اینکه عملکرد رویتگرها و تخمین‌گرها بسیار به هم نزدیک است، این دو روش دارای ویژگی‌های ساختاری متفاوتی هستند و در برخی کاربردها هر دو به‌صورت همزمان مورد استفاده قرار می‌گیرد.

کاربرد ربات‌ها در عملیات پزشکی به‌شدت به نوع عملیات وابسته است. در کاربردهای توان‌بخشی که تجهیزات اسکلتی-عضلانی<sup>۱۲</sup> توسط بیمار مورد استفاده قرار می‌گیرد، جایگزینی حسگرها با رویتگرها در کاهش هزینه و وزن تجهیزات مؤثر خواهد بود. همچنین در برخی تجهیزات مانند دستگاه‌های اسکلتی-عضلانی برای دست، فضای کافی برای قرار دادن حسگر وجود نخواهد داشت [۲]. در جراحی‌هایی با تهاجم کمتر که با استفاده از ابزار جراحی ظریف انجام می‌شود، قرار دادن دستگاه‌های اندازه‌گیری بر روی ابزار جراحی عملی نیست. استریلیزه کردن تجهیزات در جراحی‌ها نیز مساله مهمی است که با استفاده از رویتگرها به‌جای حسگرها حذف خواهد شد.

با این حال باید توجه داشت که در کنار تمام مزایای گفته‌شده، طراحی رویتگرها با چالش‌های بسیاری روبرو است. یکی از مهم‌ترین مسایل در امور پزشکی تضمین ایمنی بیمار و پزشک و همچنین دستیابی به عملکرد مطلوب است که باید در طراحی رویتگر مدنظر قرار گیرد. این مساله به‌خصوص در شرایطی که رویتگر به‌همراه کنترل‌گر مورد استفاده قرار می‌گیرد از اهمیت بالاتری برخوردار می‌شود. به‌علاوه، در اختیار داشتن یک مدل مناسب از سیستم در طراحی رویتگر و تضمین عملکرد آن بسیار مؤثر است در حالی که پیدا کردن چنین مدلی کار ساده‌ای نیست. در این مقاله، مروری بر کاربرد رویتگرها در عملیات پزشکی مورد بررسی قرار گرفته است. همان‌طور که در شکل (۱) نشان داده‌شده است این بررسی در مورد دو حوزه اصلی (۱) تخمین موقعیت و حرکت و (۲) تخمین نیرو انجام شده است. ساختار مقاله به این صورت است: در بخش ۲ روش‌های متداول در تخمین حرکت در جراحی قلب و پرتودرمانی و نیز موقعیت و جهت‌گیری ابزار جراحی مورد بحث قرار می‌گیرد. در بخش ۳ مساله تخمین نیرو در عملیات جراحی و توان‌بخشی مورد بررسی قرار گرفته و در بخش نهایی نتیجه‌گیری ارائه می‌شود.

## ۲- تخمین موقعیت

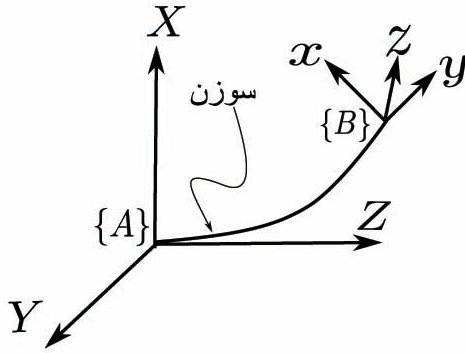
در کاربردهای پزشکی، تصویربرداری قبل از عملیات جراحی اطلاعات سودمندی در اختیار جراح قرار می‌دهد. در جراحی‌هایی با تهاجم کمتر، با استفاده از تصویربرداری در حین عملیات که توسط

آندوسکوپ و یا اولتراسوند انجام می‌شود، جراح قادر خواهد بود حرکت اعضای داخلی و نیز موقعیت ابزار جراحی را دنبال کند. در عملیات جراحی که با همکاری ربات‌ها انجام می‌شود، لازم است این اطلاعات تصویری با روش‌های پردازش تصویر ترکیب‌شده تا به مقادیر عددی و قابل استفاده توسط رایانه تبدیل شود. در ادامه کاربرد رویتگرها در تخمین موقعیت ابزار پزشکی و حرکت اعضای داخلی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

## ۲-۱- تخمین حرکت فیزیولوژیکی

حذف هرگونه حرکت ناخواسته در حین انجام عملیات جراحی در افزایش دقت عملیات مؤثر خواهد بود. حتی در شرایطی که بیمار به‌طور کامل ساکن باشد احتمال وجود حرکت فیزیولوژیکی اعضای بدن وجود خواهد داشت. حرکت فیزیولوژیکی را می‌توان به دو نوع پریودیک مانند تپش قلب، تنفس و حرکت ناپریودیک مانند حرکت اعضا بعد از باز کردن حفره بدنی تقسیم‌بندی [۳]، [۴] کرد. در شرایطی که مدل مناسبی از حرکت در دسترس نباشد، تخمین حرکت تنها با استفاده از تصاویر پزشکی و با دنبال کردن نقطه مورد توجه<sup>۱۳</sup> (IOP) بر روی عضو مورد جراحی ممکن خواهد بود. ثبت تصاویر صلب<sup>۱۴</sup> روشی است برای یافتن تبدیل بین تصویر مرجع و تصویر مورد بررسی که شامل یافتن ماتریس انتقال و چرخش برای توصیف حرکت می‌باشد [۵]. در ثبت تصاویر غیرصلب<sup>۱۵</sup> هدف، تعریف ویژگی‌های هندسی مشترک در دو تصویر و یافتن تبدیلی برای کمینه کردن یک تابع فاصله از پیش تعریف‌شده می‌باشد. در [۵]، روش‌های مختلف ثبت تصاویر مورد بررسی قرار گرفته است. از نمونه تخمین حرکت با استفاده از ثبت تصاویر می‌توان به تخمین حرکت مغز با استفاده از تصاویر سه‌بعدی آلتراسوندر عملیات جراحی مغز [۶]- [۸] و نیز تخمین حرکت اعضای داخلی در پرتودرمانی کبد [۹] و بازسازی حرکت بافت در عملیات لاپراسکوپ [۱۰] اشاره کرد. این حرکات غیرپریودیک به‌طور عمومی توسط سیستم‌های طراحی و تولیدی به کمک رایانه بازیابی می‌شوند.

تصاویر پزشکی در تخمین حرکات پریودیک نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند. منبع اصلی حرکات پریودیک در بدن تپش قلب و تنفس می‌باشد. در پرتو درمانی که پرتوهای پر انرژی به بافت‌های سرطانی تابیده می‌شوند، حرکات ناشی از تنفس دقت تمرکز این پرتوها را کاهش می‌دهد. همچنین، در جراحی قلب، حرکات ناشی از تپش قلب باعث کاهش دقت جراح می‌شود. یک روش حذف حرکت قلب، متوقف کردن قلب و اتصال بدن به دستگاه قلبی-ریوی<sup>۱۶</sup> است که احتمال رخداد سکته مغزی و اختلالات حافظه‌ای را افزایش می‌دهد [۱۱]. راهکار دیگر استفاده از تثبیت‌کننده بافت است که تنها در عملیات جراحی سطح خارجی قلب قابل استفاده است [۱۲]. حرکات فیزیولوژیکی را نیز می‌توان به‌صورت فعال با استفاده از ربات‌های پزشکی جبران‌سازی کرد. در روش جبران‌سازی فعال، هدف حذف حرکت نسبی بین عضو مورد نظر و ابزار جراحی است به‌صورتی که نسبت به هم ثابت دیده شوند [۱۳]. یک روش در پیاده‌سازی این راهکار حرکت دادن بیمار است که در آن احتمال ایجاد ناراحتی برای بیمار وجود خواهد داشت. روش دیگر حرکت دادن ابزار پزشکی به‌صورت هماهنگ با حرکت فیزیولوژیکی است. در هردوی این روش‌ها ابتدا لازم است حرکات فیزیولوژیکی به‌صورت بهنگام از روی تصاویر پزشکی استخراج شود. چالش بزرگ در استخراج این حرکات فیزیولوژیکی از روز تصاویر پزشکی مانند TC، آندوسکوپ و اولتراسوند نرخ پایین به‌روزرسانی تصاویر در مقایسه با فرکانس بالای حرکات است. روش‌های گوناگونی برای تخمین حرکات فیزیولوژیکی با تعقیب



شکل ۳: سوزن در فضای سه بعدی. موقعیت و جهتگیری سر سوزن بر اساس موقعیت و جهتگیری دستگاه مختصات متحرک {B} نسبت به دستگاه ثابت {A} تعریف می‌شود.

### ۲-۲- تخمین موقعیت ابزار جراحی

در جراحی‌های انجام شده با ربات دستیار که در آن ابزار جراحی توسط ربات هدایت می‌شود، دسترسی به موقعیت و جهتگیری ابزار جراحی در کنترل ربات بسیار موثر خواهد بود. یکی از روش‌های تصویربرداری متداول و مقرون به صرفه، تصویربرداری اولتراسوند است که در عملیات مختلفی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در این مقاله تخمین موقعیت سوزن در عملیاتی همچون brachytherapy, biopsy و neurosurgery مورد بررسی قرار می‌گیرد. در روش‌های نامبرده، سوزن‌های باریک و تو خالی نوک تیز<sup>۲۰</sup> به منظور تشخیص و درمان، تزریق دارو و یا نمونه‌برداری وارد بدن بیمار می‌شود. هنگامی که سوزن وارد بدن بیمار می‌شود، با توجه به نامتقارن بودن نوک تیز سوزن و تاثیر نیروهای تراکنش بین سوزن و بافت بدن، با توجه به جهت نوک تیز، سوزن خم شده و روی یک مسیر منحنی شکل سه بعدی حرکت می‌کند. مسیر مناسب حرکت سوزن به کاربرد مورد استفاده بستگی دارد. در biopsy، بدون توجه به مسیر طی شده تنها نیاز است سر سوزن به نقطه مورد نظر داخل بدن بیمار برسد. در brachytherapy، که نمونه‌ای از پرتودرمانی داخلی است، مواد رادیواکتیو توسط سوزن وارد بدن شده و در محل‌های مشخصی در اطراف بافت سرطانی جای‌گذاری می‌شوند. در این روش عملکرد مطلوب با حرکت دادن سوزن روی یک خط راست و جایگذاری مواد رادیواکتیو رو مسیر سوزن بدست می‌آید. در برخی موارد به منظور جلوگیری از برخورد سوزن با موانع موجود در مسیر مستقیم از قبیل استخوان‌ها و یا رشته‌های عصبی، سوزن باید روی مسیر منحنی از پیش تعیین شده‌ای حرکت داده شود. یکی از روش‌های هدایت سوزن روی مسیر مطلوب استفاده از الگوریتم‌های برنامه‌ریزی حرکت<sup>۲۱</sup> است. در این روش‌ها، فرمان‌های لازم برای هدایت سوزن در زمان حال و زمان‌های آینده با استفاده از مدل ریاضی به صورت آفلاین انجام شده و جبران‌سازی خطا با به‌روزرسانی مسیر مطلوب انجام می‌شود. راهکار دیگر استفاده از روش‌های کنترلی مبتنی بر حلقه فیدبک است. در این روش‌ها، کنترل‌گر به صورت آنلاین فرمان لازم برای هدایت سوزن را محاسبه می‌کند. در [۱۲] چالش‌های موجود در مساله هدایت سوزن مورد بررسی قرار گرفته است. همان‌طور که در شکل (۳) نشان داده شده است، حرکت سوزن توسط حرکت مبدأ دستگاه مختصات متحرک، {B} که به سر سوزن متصل است، نسبت به دستگاه مختصات ثابت {A} قابل توصیف است. این حرکت با استفاده از یک بردار موقعیت و یک ماتریس چرخش قابل تعریف

نقطه‌ای روی سطح قلب در تصاویر پزشکی وجود دارد [۱۲]-[۱۶]. از آنجاکه این‌گونه روش‌ها تنها مبتنی بر اطلاعات تصویری هستند معمولاً بدون قوام و دقت لازم در تخمین حرکت بوده و در شرایط انسداد تصویر توسط ابزار جراحی و یا خون، این روش‌ها قابلیت پیش‌بینی حرکت را نخواهند داشت. به‌علاوه تأخیر ناشی از جمع‌آوری و پردازش تصاویر قابل چشم‌پوشی نیست. در چنین شرایطی استفاده از روش‌های پیش‌بین در جبران خطا مناسب خواهد بود.

با توجه به ماهیت حرکات فیزیولوژیکی، می‌توان از یک مدل شبه‌پریودیک<sup>۱۷</sup> برای تخمین حرکت ناشی از تپش قلب و تنفس استفاده کرد. این حرکت به صورت یک سری فوریه متغیر با زمان تعریف می‌شود که ضرایب آن را می‌توان با استفاده از روش‌های مختلفی تخمین زد [۱۷]، [۱۸]. فیلتر کالمن توسعه یافته<sup>۱۸</sup> (FKE) روش تخمینی است که در آن اندازه‌گیری‌ها و مدل ریاضی در تخمین متغیرهای نامعلوم به صورت همزمان مورد استفاده قرار می‌گیرند. این روش قابلیت روبرویی با نرخ پایین به‌روزرسانی تصاویر را داشته و می‌توان از آن در پیش‌بینی حرکت استفاده کرد. مدل فضای حالت زیر را که بر اساس گام تصادفی<sup>۱۹</sup> است در نظر بگیرید:

$$x(t + \Delta t) = A(\Delta t)x + \mu \quad (1)$$

$$z(t) = y(x(t)) + v \quad (2)$$

$$y(x(t)) = c + \sum_{l=1}^m r_l \sin \theta_l(t) \quad (3)$$

$$A(\Delta t) = \begin{bmatrix} I_{m+1} & & 0 \\ & 1 & \\ & \Delta t & 1 \\ 0 & 2\Delta t & 0 & 1 \\ & \vdots & & \ddots \\ & m\Delta t & & & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

که در آن  $\mu$  و  $v$  نویز گوسی مستقل هستند. بردار بردار حالت و اندازه‌گیری نویزی بوده  $Y(t)$  خروجی سیستم، یا همان حرکت شبه پریودیک قلب است. در این معادله،  $\theta_l(t) = \int_0^t \omega(\tau) d\tau + \phi_l(t)$  بوده که در آن  $\omega(t)$  و  $\phi_l(t)$  به ترتیب فرکانس ضربان و فاز هارمونیک‌ها و  $m$  تعداد هارمونیک‌ها است. چنانچه در شکل (۲) نشان داده شده است، فرآیند تخمین به دو مرحله پیش‌بینی و به‌روزرسانی تقسیم می‌شود. در مرحله پیش‌بینی، در نخستین تکرار، مقادیر اولیه  $X^+$  و  $P^+$  مورد استفاده قرار می‌گیرند تا نخستین پیش‌بینی  $X^-$  انجام شود که در مرحله بعدی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در مرحله به‌روزرسانی، مقادیر جدید  $X^+$  و  $P^+$  محاسبه شده و دوباره در تکرار بعدی در پیش‌بینی مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این شکل، ماتریس کوواریانس نویز فرآیند و ماتریس  $Q$  کوواریانس نویز مشاهده بوده و با استفاده از

$$H = \frac{\partial y}{\partial x} \Big|_{x^-} \quad (5)$$

قابل محاسبه است. نمونه‌هایی از روش‌های استفاده شده در تخمین حرکت قلب با استفاده از فیلتر کالمن در [۱۹] و [۲۰] ارایه شده است.

تخمین جهت گیری سر سوزن نیازمند تحقیقات گسترده تر است

### ۳- تخمین نیرو

در کاربردهایی که شامل تعامل ربات و انسان است، به منظور تامین امنیت و جلوگیری از اعمال نیروی بیش از اندازه بر بیمار، استفاده از روش های کنترل نیرو توصیه می شود [۳۰]. در جراحی های از راه دور و یا عملیاتی که با همکاری ربات ها انجام می شود، ربات در تماس مستقیم با بافت نرم است. در این حالت تشخیص و اندازه گیری نیروهای تماسی از اهمیت بالایی برخوردار است. این مساله در کاربردهای توان بخشی که هدف بازسازی ساختار اسکلتی-عضلانی بدن است و ربات در تعامل با بیمار قرار دارد نیز دیده می شود. در شرایط تماس مستقیم بین ربات و بافت بدن، استفاده از روش های کنترل موقعیت تنها در صورتی مؤثر خواهد بود که مدل کاملاً دقیقی از ربات، بافت بدن و مقدار تمام متغیرهای آن در دسترس باشد. بدیهی است که در عمل چنین چیزی ممکن نیست چرا که بافت بدن ناهمگون بوده و مدل دقیقی برای آن وجود نخواهد داشت. چنین شرایطی استفاده از روش های کنترل نیرو راهکار مناسب تری در کنترل ربات ها خواهد بود. در جراحی های از راه دور که جراح تنها در تعامل با ربات راهبر است، انتقال نیروهای تماسی و نمایش آن ها به جراح توسط فیدبک نیرو در ربات راهبر، در افزایش احساس حضور جراح در محیط بسیار مؤثر خواهد بود. روشن است که در چنین کاربردهایی ابتدا لازم است نیروهای تماسی اندازه گیری شوند، ولی چنانچه پیش تر گفته شد، استفاده از حسگر نیرویی که در تماس مستقیم با بیمار قرار می گیرد عملی نیست [۳۱].

علاوه بر عملیات جراحی که با کمک ربات ها انجام می شود، نمونه های متفاوتی از دستگاه های اسکلتی-عضلانی وجود دارند که به منظور توان بخشی قسمت های مختلف بدن مانند ستون فقرات [۳۲]، زانو [۳۳]، دست [۳۴] مورد استفاده قرار می گیرند. این دستگاه ها به منظور افزایش کارایی مفاصل و اندام های بدن طراحی شده اند که در آن ها با اندازه گیری زوایای مفاصل و نیروهای وارده از طرف بیمار و کنترل دستگاه، تمرینات توان بخشی روی عضو مورد نظر اعمال می شود. به منظور تضمین ایمنی و جلوگیری از هرگونه آسیب مجدد، لازم است این دستگاه ها به صورت دقیق کنترل شوند. در اینجا دوباره نمونه دیگری از تعامل ربات و انسان ارائه شد که اندازه گیری نیرو در آن از اهمیت بالایی برخوردار است.

در هردو کاربرد یاد شده، جایگزین کردن حسگرها با روش های تخمین، تاثیر چشمگیری در کاهش هزینه و افزایش کاربری دستگاه های طراحی شده دارند. باید توجه داشت که چالش اصلی این مساله در طراحی ربات، استفاده از آن به همراه کنترل گر و تضمین پایداری، ایمنی و عملکرد است. در ادامه کاربرد ربات ها در تخمین نیرو به دو دسته اساسی تقسیم بندی شده است. ابتدا نیروهای تراکنش در کاربردهای توان بخشی و نیز نیروهای تماسی بین ابزار پزشکی و بافت بدن مورد بررسی قرار گرفته و پس از آن تخمین نیروها در حضور ابزار منعطف<sup>۲۲</sup> مانند سوزن ارائه می شود. در این کاربردها عموماً از روش های مبتنی بر فیلتر کالمن و رباتر اغتشاش (DOB)<sup>۲۳</sup> استفاده می شود.

### ۳-۱- ابزار صلب

وظیفه اصلی رباتر اغتشاش، تخمین اغتشاش و نامعینی های مدل سازی است [۳۵]. با توجه به دینامیک غیرخطی ربات های صلب، لازم است از رباتر اغتشاش غیرخطی (NDOB)<sup>۲۴</sup> استفاده شود. در طراحی رباتر اغتشاش، دینامیک های غیرخطی به عنوان نامعینی های جمع شونده در نظر گرفته شده و به همراه نیروهای خارجی در یک بردار اغتشاش فشرده می شوند. معادلات دینامیکی

خواهد بود. موقعیت سر سوزن با استفاده از تصویربرداری پزشکی قابل ردیابی است. نمونه هایی از روش های متفاوت برای بازیابی موقعیت در [۲۲]- [۶۲] قابل دستیابی است.

با توجه به وابستگی حرکت سوزن به جهت نوک تیز آن، زوایای اوپلر که نشان دهنده جهت گیری سر سوزن هستند [۲۷] تأثیر بسیاری در حرکت سوزن داشته و دستیابی به مقادیر این زوایا در کنترل حرکت سوزن بسیار سودمند خواهد بود. مشکل اساسی در اندازه گیری مقادیر این زوایا در این است که با توجه به قطر کم سوزن های مورد استفاده و کیفیت پایین تصاویر آلتراسوند، سر سوزن در این تصاویر قابل تشخیص نبوده و امکان اندازه گیری جهت گیری سر سوزن با استفاده از تصاویر وجود نخواهد داشت. این محدودیت مشوقی برای استفاده از رباتر اغتشاش در تخمین جهت گیری سر سوزن خواهد بود. در بسیاری روش های کنترلی آرایه شده مانند [۲۸]، حسگرهای جهت گیری برای اندازه گیری کامل و یا جزئی جهت گیری سر سوزن مورد استفاده قرار گرفته است. به کارگیری چنین حسگرهایی شاید در تحقیقات آزمایشگاهی ممکن باشد ولی در عملیات بالینی عملی نخواهد بود. معادلات سیستماتیکی حرکت صفحه ای سوزن را در نظر بگیرید که در آن سوزن در راستای محور Z وارد بافت شده و در جهت محور X منحرف می شود:

$$\dot{x} = v \sin \beta \quad (6)$$

$$\dot{\beta} = kv \sin \gamma \quad (7)$$

$$\dot{\gamma} = -kv \cos \gamma \tan \beta + u \quad (8)$$

در این معادلات X موقعیت سر سوزن در راستای محور X بوده که توسط تصاویر آلتراسوند قابل اندازه گیری است.  $\beta$  و  $\gamma$  زوایای اوپلر هستند که راه مستقیمی برای اندازه گیری آن ها وجود ندارد. V سرعت داخل کردن سوزن، u سرعت چرخش سوزن حول محور خود و میزان خمیدگی مسیر سوزن است که مقدار ثابتی فرض می شود. با استفاده از تبدیل حالت  $s = [x \quad \sin \beta \quad -\cos \beta \sin \gamma]^T$ ، معادلات به فرم زیر قابل بازنویسی است

$$\dot{s} = As + B\phi \quad (9)$$

$$y = Cs \quad (10)$$

که در آن

$$A = \begin{bmatrix} 0 & v & 0 \\ 0 & 0 & -vk \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}, \quad (11)$$

$$C = [1 \quad 0 \quad 0]$$

$$\phi = kvs_2 \mp u \sqrt{1 - (s_2^2 + s_3^2)} \quad (12)$$

با فرض معلوم بودن  $\phi$  در [۲۷] یک رباتر خطی برای این سیستم طراحی شده و با فیدبک حالت مورد استفاده قرار گرفته است. ولی با توجه به تکنیکی این سیستم غیرخطی، رباتر خطی شده تنها قادر به کنترل انحراف خارج از صفحه سوزن خواهد بود. به عبارت دیگر سیستم حلقه بسته تنها در همسایگی صفر همگرا خواهد بود. در [۲۹]، یک رباتر غیرخطی برای این سیستم در نظر گرفته شده است که دوباره همگرایی را تحت شرایط خاص مورد بررسی قرار داده است. با توجه به مطالعات اندک انجام شده، طراحی رباتر برای

ربات صلب را در نظر بگیرید:

$$\bar{M}(q)\ddot{q} + \bar{N}(q, \dot{q}) = \tau + \tau_a \quad (13)$$

که در آن  $q$  و  $\dot{q}$  بردارهای موقعیت و سرعت مفاصل هستند.  $\bar{M}$  ماتریس اینرسی نامی و  $\bar{N}$  نشان‌دهنده مقدار نامی مجموع نیروهای کوریولیس، سانتریفیوژ و جاذبه است.  $\tau$  و  $\tau_a$  به ترتیب گشتاور کنترلی و گشتاورهای خارجی می‌باشند. در روینگر اغتشاش غیرخطی معمولی، با فرض اندازه‌گیری شتاب مفاصل معادله روینگر به صورت

$$\hat{\tau}_a = -L\hat{\tau}_a + L\{\bar{M}(q)\ddot{q} + \bar{N}(q, \dot{q}) - \tau\} \quad (14)$$

نوشته می‌شود که در آن  $L$  بهره روینگر است. با توجه به اینکه در بسیاری موارد امکان اندازه‌گیری شتاب مفاصل وجود نداشته و از سوی دیگر به دلیل وجود نویز محاسبه شتاب از روی سرعت عملی نیست، معادلات فوق قابل استفاده نخواهند بود. در این حالت می‌توان از روینگر پیشرفته استفاده کرد [۳۶]. در این ساختار یک متغیر خارجی برای سیستم تعریف می‌شود که مشتق آن تأثیر شتاب در معادله روینگر را حذف می‌کند. معادلات این روینگر به صورت زیر قابل بازنویسی است.

$$\dot{z} = -L(q, \dot{q})z + L(q, \dot{q})\{\bar{N}(q, \dot{q}) - \tau - p(q, \dot{q})\} \quad (15)$$

$$\hat{\tau}_a = z + p(q, \dot{q}) \quad (16)$$

که در آن

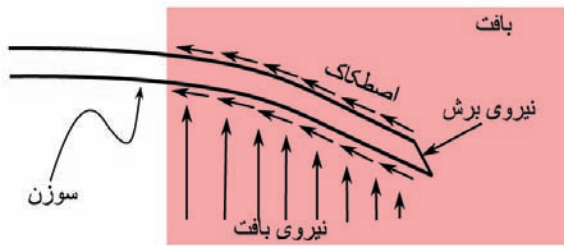
$$\frac{d}{dt}p(q, \dot{q}) = L(q, \dot{q})\bar{M}(q)\ddot{q} \quad (17)$$

دینامیک خطا در معادله بالا دقیقاً معادل دینامیک خطا در معادله (۱۴) است. در [۳۵] روشی سیستماتیک برای طراحی روینگر اغتشاش غیرخطی و یافتن مقدار مناسب بهره روینگر ارائه شده است. نمونه‌هایی از کاربرد این روش در تخمین نیروهای تماسی محیطی در [۴۰] - [۳۷] یافت می‌شود. در [۴۱] و [۴۲] نیز از روینگر اغتشاش در تخمین نیروهای خارجی در کاربردهای توان‌بخشی استفاده شده است. روش‌های مبتنی بر فیلتر کالمن نیز رویکرد دیگری در تخمین نیروهای تراکنش هستند. نمونه‌های متفاوتی از این روینگرها برای تخمین نیروی دست بیمار [۴۳]، تخمین نیروی برهم‌کنش زمین در پروتز پا [۴۴] و توان‌بخشی اندام‌های بالایی بدن [۴۵] دیده می‌شود.

### ۳-۲- ابزار منعطف

همان‌طور که پیش‌تر گفته شد، یکی از ابزارهای منعطف که بسیار در عملیات جراحی مورد استفاده قرار می‌گیرد سوزن‌های نوک‌تیز است که به علت منعطف بودن و عدم تقارن نیروهای سر سوزن، با داخل شدن به بدن بیمار خم می‌شوند. هرگونه اطلاعاتی در مورد موقعیت و یا نیروهای تراکنش سوزن با بافت بدن در کنترل آن مؤثر خواهد بود. همان‌طور که در شکل (۴) نشان داده شده است، این نیروها شامل نیروی برش<sup>۲۵</sup>، نیروی سختی بافت<sup>۲۶</sup> و اصطکاک می‌باشد [۴۶]. نیروی برش در سر سوزن باعث شکافتن بافت و حرکت سوزن داخل آن می‌شود که مقدار آن ثابت است. نیروهای اصطکاک در راستای محور سوزن هستند و نیروی بافت به ویژگی‌های آن بستگی دارد. با توجه به اینکه قرار دادن حسگر نیرو روی سوزن از نظر بالینی عملی نیست امکان اندازه‌گیری مستقیم نیروها وجود ندارد. با این حال، با استفاده از حسگرهای نیرو که در ته سوزن نصب شده و در خارج از بدن بیمار قرار می‌گیرد، می‌توان برآیند کل نیروهای وارد بر سوزن را اندازه‌گیری کرد. روش‌های موجود در تخمین نیروهای سوزن عموماً روش‌های یاد شده در قسمت‌های پیشین است. در این روش‌ها تخمین نیرو با استفاده از داده‌های خمش سوزن و نیروهای اندازه‌گیری شده در ته سوزن انجام می‌شود. در [۴۷] از فیلتر کالمن

توسعه‌یافته، در [۴۸] از روینگر اغتشاش و در [۴۹] ترکیبی از روینگر اغتشاش و روش تخمین کمترین مربعات بازگشتی<sup>۲۷</sup> در تخمین نیروها استفاده شده است.



شکل ۴: نیروهای تراکنش بافت و سوزن. نیروی برش سر سوزن تأثیر کرده و نیروی اصطکاک در راستای محور سوزن. نیروی بافت نیز به سختی بافت بستگی دارد.

### ۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله دسته‌بندی روینگرها با توجه به کاربرد آن‌ها در ربات‌های پزشکی و مختصری از جزئیات این روش‌ها ارائه شد. این دسته‌بندی با توجه به کاربرد روینگرها در تخمین موقعیت و نیرو در جراحی‌های قلب، جراحی‌های با سوزن، جراحی‌های از راه دور و عملیات توان‌بخشی انجام شده است. بر این اساس گونه‌های مختلفی از فیلتر کالمن و روینگر اغتشاش را می‌توان در تخمین نیرو و موقعیت به کار گرفت. این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از روینگرها در کم کردن هزینه، وزن، ابعاد تجهیزات و نیز ساده کردن برخی عملیات پزشکی مؤثر خواهد بود. باید توجه داشت که کاربرد روینگرها به شدت به نوع عملیات مورد استفاده بستگی دارد و تمامی روش‌های یاد شده هنوز امکان استفاده بالینی را ندارند چرا که چالش‌های بسیاری در تضمین عملکرد و ایمنی این روش‌ها وجود دارد. با این حال، ماهیت چند رشته‌ای این موضوع، زمینه گسترده‌ای را برای مطالعه و تحقیق فراهم می‌کند.

### ۵- مراجع

- [1] R. Taylor and D. Stoianovici, "Medical robotics in computer-integrated surgery", IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 19, no. 5, pp. 2003, 781-765.
- [2] N. Popescu, D. Popescu, M. Ivanescu, D. Popescu, C. Vladu, and I. Vladu, "Force observer-based control for a rehabilitation hand exoskeleton system", in 9th Asian Control Conference (ASCC), (IEEE, 2013), pp. 6-1.
- [3] A. Hagemann, K. Rohr, H. S. Stiehl, U. Spetzger, and J. M. Gilsbach, "Biomechanical modeling of the human head for physically based, nonrigid image registration", IEEE transactions on medical imaging, vol. 18, no. 10, pp. 875-884, 1999.
- [4] M. Hu, G. Penney, M. Figl, P. Edwards, F. Bello, R. Casula, D. Rueckert, and D. Hawkes, "Reconstruction of a 3D surface from video that is robust to missing data and outliers: Application to minimally invasive surgery using stereo and mono endoscopes," Medical image analysis, vol. 16, no. 3, pp. 597-611, 2012.
- [5] V. Mani et al., "Survey of medical image registration," Journal of Biomedical Engineering and Technology, vol. 1, no. 2, pp. 2013, 25-8.
- [6] X. Pennec, P. Cachier, and N. Ayache, "Tracking brain deformations in time sequences of 3D us images", Pattern Recognition Letters, vol. 24, no. 4, pp. 2003, 813-801.
- [7] M. A. Audette, K. Siddiqi, F. P. Ferrie, and T. M. Peters, "An integrated range-sensing, segmentation and registration framework for the characterization of intra-surgical brain deformations in image-guided surgery", Computer Vision and

- ISBI .09/IEEE ,2009 ,pp.1070–1067 .
- [24] M. Uherčík ,H. Liebgott ,J. Kybic ,and C. Cachard” ,Needle localization methods in 3 D ultrasound data “ ,in International congress on ultrasonics, 2009, pp. 11–17.
- [25] Y. Zhao, C. Cachard, and H. Liebgott, “Automatic needle detection and tracking in 3D ultrasound using an roi-based ransac and kalman method,” *Ultrasonic imaging*, vol. 35, no. 4, pp. 283–306, 2013.
- [26] Y. Zhao, H. Liebgott, and C. Cachard, “Tracking micro tool in a dynamic 3D ultrasound situation using kalman filter and ransac algorithm,” in 9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI). IEEE, 2012, pp. 1076–1079.
- [27] V. Kallem and N. J. Cowan, “Image guidance of flexible tip-steerable needles,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 25, no. 1, pp. 191–196, 2009.
- [28] D. C. Rucker, J. Das, H. B. Gilbert, P. J. Swaney, M. I. Miga, N. Sarkar, and R. J. Webster, “Sliding mode control of steerable needles,” *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 29, no. 5, pp. 1289–1299, 2013.
- [29] B. Fallahi, C. Rossa, R. Sloboda, N. Usmani, and M. Tavakoli, “Partial estimation of needle tip orientation in generalized coordinates in ultrasound image-guided needle insertion,” in IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM). IEEE, 2016, pp. 1604–1609.
- [30] T. Haidegger, B. Benyó, L. Kovács, and Z. Benyó, “Force sensing and force control for surgical robots,” *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 42, no. 12, pp. 401–406, 2009.
- [31] B. Siciliano and O. Khatib, *Springer handbook of robotics*. Springer, 2016.
- [32] S. A. Kolakowsky-Hayner, J. Crew, S. Moran, and A. Shah, “Safety and feasibility of using the ekso™ bionic exoskeleton to aid ambulation after spinal cord injury,” *J Spine*, vol. 4, p. 003, 2013.
- [33] P. Beyl, K. Knaepen, S. Duerinck, M. Van Damme, B. Vanderborcht, R. Meeusen, and D. Lefeber, “Safe and compliant guidance by a powered knee exoskeleton for robot-assisted rehabilitation of gait,” *Advanced Robotics*, vol. 25, no. 5, pp. 513–535, 2011.
- [34] P. Heo, G. M. Gu, S.-j. Lee, K. Rhee, and J. Kim, “Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering,” *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 13, no. 5, pp. 807–824, 2012.
- [35] A. Mohammadi, M. Tavakoli, H. Marquez, and F. Hashemzadeh, “Nonlinear disturbance observer design for robotic manipulators,” *Control Engineering Practice*, vol. 21, no. 3, pp. 253–267, 2013.
- [36] W.-H. Chen, D. J. Ballance, P. J. Gawthrop, and J. O’Reilly, “A nonlinear disturbance observer for robotic manipulators,” *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 47, no. 4, pp. 938–932, 2000.
- [37] H. Li, K. Kawashima, K. Tadano, S. Ganguly, and S. Nakano, “Achieving haptic perception in forceps ‘manipulator using pneumatic artificial muscle “ ,IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 18, no. 1, pp. 85–74 .
- [38] W. Liang, S. Huang, S. Chen, and K. K. Tan” ,Force estimation and failure detection based on disturbance observer for an ear surgical device “ ,ISA transactions, vol. 66pp.2017, 484–476 .
- [39] S. Emre and O. Kouhei” ,On the explicit robust force control via disturbance observer “ ,IEEE Transactions on Industrial Electronics, vol. 62, no. 3, pp.1581–1589, 2015.
- [40] H. Amini, S. Rezaei, M. Zareinejad, and H. Ghafarirad, “Enhanced time delayed linear bilateral teleoperation system by external force estimation “ ,Transactions of the Institute of Measurement and Control, vol. 35, no. 5, pp. 647–637 .
- [41] S. Mohammed, W. Huo, J. Huang, H. Rifai, and Y. Amirat” ,Nonlinear disturbance observer-based sliding mode control of a human-driven knee joint orthosis “ ,Robotics and Autonomous Systems, vol. 75, pp.2016, 49–41 .
- [42] B. Ugurlu, M. Nishimura, K. Hyodo, M. Kawanishi, Image Understanding, vol. 89, no. 2, pp. 2003, 251–226 .
- [8] M. M. J. Letteboer, P. W. Willems, M. A. Viergever, and W. J. Niessen” ,Brain shift estimation in imageguided neurosurgery using-3 d ultrasound “ ,IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 52, no. 2, pp.2005, 276–268 .
- [9] S. Vijayan, S. Klein, E. F. Hofstad, F. Lindseth, B. Ystgaard, and T. Langø” ,Motion tracking in the liver :Validation of a method based on 4 d ultrasound using a nonrigid registration technique “ ,Medical physics, vol. 41, no. 8, 2014.
- [10] L. Maier-Hein, P. Mountney, A. Bartoli, H. Elhawary, D. Elson, A. Groch, A. Kolb, M. Rodrigues, J. Sorger, S. Speidel et al., “Optical techniques for 3D surface reconstruction in computer-assisted laparoscopic surgery,” *Medical image analysis*, vol. 17, no. 8, pp. 974–996, 2013.
- [11] G. L. Reed III, D. E. Singer, E. H. Picard, and R. W. DeSanctis” ,Stroke following coronary-artery bypass surgery “ ,New England Journal of Medicine, vol. 319, no. 19, pp. 1988, 1250–1246 .
- [12] T. Ortmaier, M. Groger, D. H. Boehm, V. Falk, and G. Hirzinger” ,Motion estimation in beating heart surgery “ ,IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 52, no. 10, pp. 1740–1729
- [13] A. Trejos, S. Salcudean, F. Sassani, and S. Lichtenstein, “On the feasibility of a moving support for surgery on the beating heart “ ,in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention –MICCAI’99*. Springer, 1999, pp. 1088–1097
- [14] M. Sauvée, A. Noce, P. Poignet, J. Triboulet, and E. Dombre” ,Three-dimensional heart motion estimation using endoscopic monocular vision system :From artificial landmarks to texture analysis “ ,Biomedical Signal Processing and Control, vol. 2, no. 3, pp.2007, 207–199 .
- [15] R. Richa, P. Poignet, and C. Liu” ,Threedimensional motion tracking for beating heart surgery using a thin-plate spline deformable model “ ,The International Journal of Robotics Research, vol. 29, no. 2-3, pp.2010, 230–218 .
- [16] B. Yang, W.-K. Wong, C. Liu, and P. Poignet” ,D soft-tissue tracking using spatial-color joint probability distribution and thin-plate spline model “ ,Pattern recognition, vol. 47, no. 9, pp. 2973–2962 .
- [17] A. Thakral, J. Wallace, D. Tomlin, N. Seth, and N. Thakor, “Surgical motion adaptive robotic technology smart :Taking the motion out of physiological motion “ ,in *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention –MICCAI .2001* Springer, 2001, pp. 325–317 .
- [18] S. G. Yuen, P. M. Novotny, and R. D. Howe” ,Quasiperiodic predictive filtering for robot-assisted beating heart surgery “ ,in IEEE International Conference on Robotics and Automation, ICRA, 2008, pp. 3880–3875 .
- [19] M. Bowthorpe and M. Tavakoli” ,Physiological organ motion prediction and compensation based on multirate, delayed, and unregistered measurements in robot-assisted surgery and therapy “ ,IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 21, no. 2, pp. 911–900
- [20] B. Yang, C. Liu, W. Zheng, and S. Liu” ,Motion prediction via online instantaneous frequency estimation for vision-based beating heart tracking “ ,Information Fusion, vol. 35, pp. 58–67, 2017.
- [21] C. Rossa and M. Tavakoli, “Issues in closed-loop needle steering “ ,*Control Engineering Practice*, vol. 62, pp. 69–55 . 2017
- [22] J.-S. Hong, T. Dohi, M. Hasizume, K. Konishi, and N. Hata, “A motion adaptable needle placement instrument based on tumor specific ultrasonic image segmentation “ ,*Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention, MICCAI*, pp. 122–2002, 129
- [23] M. Aboofazeli, P. Abolmaesumi, P. Mousavi, and G. Fichtinger” ,A new scheme for curved needle segmentation in three-dimensional ultrasound images “ ,in IEEE International Symposium on Biomedical Imaging :From Nano to Macro,

## تحلیل تئوری اطلاعاتی آشکارسازی و تخمین در شبکه بی سیم از حسگرها

سعید حکیمی  
استاد راهنما: دکتر قوشه عابد هدتنی  
دانشگاه فردوسی مشهد

در این رساله بعد از مرور مبانی ریاضی و تئوری اطلاعاتی آشکارسازی و تخمین و همچنین تحقیقات پیشین مربوطه اقدامات زیر انجام گردید:

- برای تخمین ناهم مکان سیگنال در محیط‌های غیرگوسی یک الگوریتم وفقی بر مبنای کورانتروپی طراحی کردیم که شامل استراتژی‌های پخش‌شدگی تطبیق- ترکیب و ترکیب- تطبیق است.

- برای کانال‌های غیرگوسی، با بکارگیری کرنل گوسی تعمیم‌یافته در معیار کورانتروپی، آشکارساز زیربهینه‌ی ساده و کارآمدی ارائه دادیم که نسبت به دیگر آشکارسازها عملکرد بهتر و در عین حال عمومیت بیشتری دارد.

- از آنجایی که تعیین نوع مدولاسیون سیگنال یکی از مسایل اساسی در مخابرات شبکه‌های حسگر بی سیم است، آشکارسازی بهینه شده نوع مدولاسیون دریافتی توسط شبکه را با استفاده از مفاهیم یادگیری تئوری اطلاعاتی توسعه دادیم.

- مدل‌سازی ریاضی مساله بهینه‌سازی توان با توجه به قیود موجود در شبکه حسگر بی سیم، به عنوان گامی کلیدی و ضروری در مساله مدیریت توان، بررسی و چند تابع هدف مناسب با فرم بسته ارائه گردید. مسایل بهینه‌سازی با توابع هدف بدست آمده در شرایط مختلف کانال مخابراتی تحلیل و نتایج با حالت تخصیص توان یکنواخت مقایسه شدند.

همچنین، راهکارهای ارائه شده را در شرایط مختلف از نظر نویز، نوع مدولاسیون، تعداد حسگرها و... تحلیل عددی و نتایج حاصل را با کارهای پیشین مقایسه کردیم که به خوبی کارایی روش‌های پیشنهادی را تایید می‌نماید.

### کلمات کلیدی:

آشکارسازی ناهم مکان، تخمین ناهم‌مکان، دیورژانس تئوری اطلاعاتی، شبکه حسگرهای بی سیم، کانال غیرگوسی، معیار کورانتروپی

\*\*\*

\*\*\*

- and T. Narikiyo", Proof of concept for robotaided upper limb rehabilitation using disturbance observers ",IEEE Transactions on Human-Machine Systems, vol. 45, no. 1, pp. 110-118, 2015.
- [43] C. Mitsantisuk and K. Ohishi", Robotics-assisted rehabilitation therapy for the hands and wrists using force sensorless bilateral control with shadow and mirror mode ",in IEEE International Conference on Mechatronics) ICM. (IEEE, 2015pp.546-541 .
- [44] S. A. Fakoorian, V. Azimi, M. Moosavi, H. Richter, and D. Simon", Ground reaction force estimation in prosthetic legs with nonlinear kalman filtering methods ",Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 2017.
- [45] A. U. Pehlivan, D. P. Losey, and M. K. O'Malley, "Minimal assist-as-needed controller for upper limb robotic rehabilitation ",IEEE Transactions on Robotics, vol. 32, no. 1, pp. 113-124, 2016.
- [46] A. M. Okamura, C. Simone, and M. D. O'leary, "Force modeling for needle insertion into soft tissue," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, no. 10, pp. 1707-1716, 2004.
- [47] A. Asadian, M. R. Kermani, and R. V. Patel, "A novel force modeling scheme for needle insertion using multiple kalman filters," IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 61, no. 2, pp. 429-438, 2012.
- [48] A. Maghsoudi and M. Jahed, "A comparison between disturbance observer-based and model-based control of needle in percutaneous applications," in 38th Annual Conference on IEEE Industrial Electronics Society, IECON. IEEE, 2012, pp. 2104-2108.
- [49] Y. Fukushima and K. Naemura, "Estimation of the friction force during the needle insertion using the disturbance observer and the recursive least square," ROBOMECH Journal, vol. 1, no. 1, pp. 1-8, 2014.

### پی‌نوشت‌ها

- 1 Computer-aided design/manufacturing (CAD/CAM) systems
- 2 Surgical assistants
- 3 Radiotherapy
- 4 Minimal invasive surgery
- 5 Tele-surgery
- 6 Master
- 7 Slave
- 8 Rehabilitation
- 9 Real-time
- 10 Observer
- 11 Observability conditions
- 12 Exoskeleton
- 13 Point of interest
- 14 Rigid image registration
- 15 Non-rigid image registration
- 16 Heart-lung machine
- 17 Quasi-periodic
- 18 Extended Kalman filter
- 19 Random walk
- 20 Beveled-tip
- 21 Motion planning
- 22 Flexible
- 23 Disturbance observer
- 24 Nonlinear disturbance observer
- 25 Cutting force
- 26 Stiffness
- 27 Recursive least squares