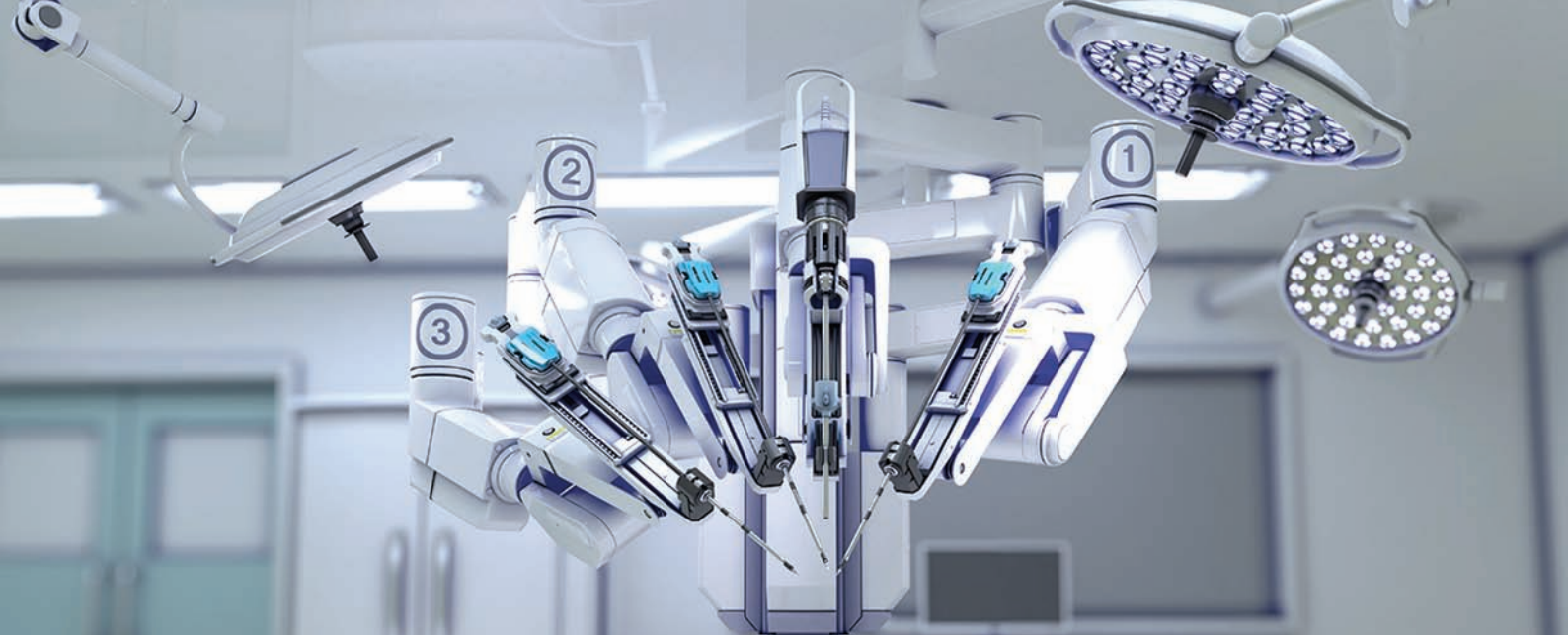


کاربرد رویتگرها در عملیات پزشکی با کمک ربات‌ها

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 این‌گونه 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 ارایه 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

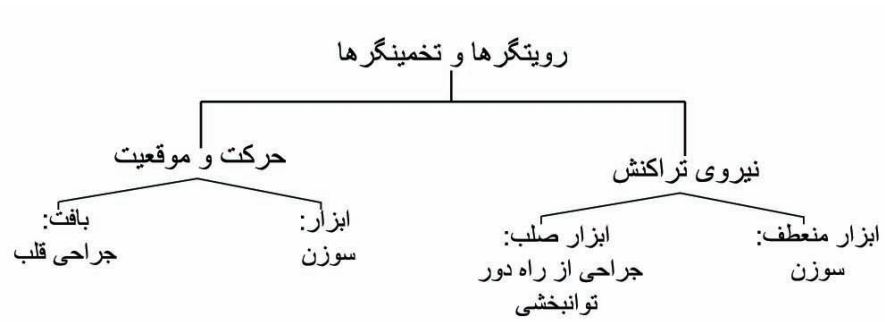
[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

۱- مقدمه

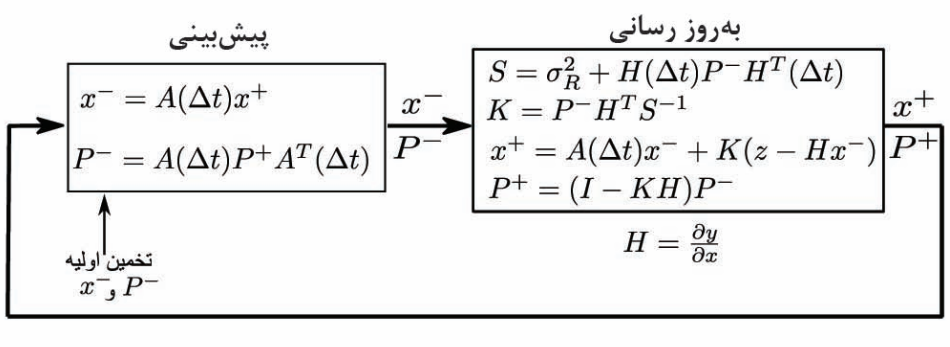
در دهه‌های اخیر، ربات‌ها تاثیر چشمگیری در کیفیت زندگی بشر داشته‌اند. نمونه‌های این تأثیر در تولید، پزشکی، حمل و نقل و امور تفریحی قابل مشاهده است. از مزایای اصلی به‌کارگیری ربات‌ها می‌توان به درجه بالای دقت، بهره‌وری، تکرارپذیری و توان بالاتر اشاره کرد. در سال‌های اخیر، کاربرد ربات‌ها در پزشکی افزایش شایان توجهی داشته است. براساس طبقه‌بندی ارایه شده در [۱]، ربات‌های پزشکی را می‌توان به دو دسته سیستم‌های طراحی و تولیدی به کمک رایانه[۱] و ربات‌های جراحی دستیار[۲] تقسیم‌بندی کرد. سیستم‌های طراحی و تولیدی به کمک رایانه در کاربردهای برنامه‌ریزی، طراحی و ارزیابی مورد استفاده قرار می‌گیرند درحالی‌که ربات‌های دستیار ابزار ویژه‌ای هستند که مستقیماً توسط جراح مورد استفاده قرار گرفته و امکان بهره‌وری از توانایی جراح و ربات به‌صورت همزمان و افزایش ایمنی عملیات را فراهم می‌کنند.

از کاربردهای ربات‌های دستیار می‌توان به مواردی از قبیل پرتودرمانی[۳]، جراحی با تهاجم کمتر[۴] و جراحی از راه دور[۵] اشاره کرد. در پرتودرمانی، پرتوهای با انرژی بالا در از بین بردن بافت‌های سرطانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این روش، پرتوها باید با دقت بالا به بافت سرطانی تابیده شوند. جراحی با تهاجم کمتر روشی است که اخیراً بسیار مورد توجه قرار گرفته که از مزایای آن می‌توان به کاهش درد و زمان بهبود اشاره کرد. در این روش، برخلاف روش‌های جراحی معمول چند حفره کوچک در بدن ایجاد می‌کنند که از طریق آن جراح قادر است ابزار جراحی ظریف را وارد بدن کند. در این روش با استفاده از آندوسکوپ جراح قادر به مشاهده ابزار و بافت مورد جراحی است. در جراحی‌های از راه دور جراح و بیمار در دو محل متفاوت حضور دارند و عملیات جراحی با استفاده از ربات‌های راهبر[۶] و رهرو[۷] انجام می‌گیرد. جراح با ربات راهبر در ارتباط است و آن را حرکت می‌دهد. ربات راهبر نیز طوری برنامه‌ریزی شده است که رفتار ربات راهبر را دنبال کند و اطلاعات محیطی را از طریق کانال ارتباطی به جراح منتقل کند. علاوه بر عملیات جراحی، یکی دیگر از کاربردهای ربات‌ها، بهبود عملکرد حسی و حرکتی در تمرینات توان‌بخشی[۸] است. درجه بالای تکرارپذیری و قابلیت اندازه‌گیری عملکرد بیمار از جمله مزایای استفاده از ربات‌ها در تمرینات توان‌بخشی است.

از دیدگاه کنترلی، مساله کنترل ربات‌های دستیار با چالش‌های بسیاری روبرو است. یکی از این چالش‌ها در نظر گرفتن رفتارهای سینماتیکی و دینامیکی ربات‌ها است. به‌علاوه حسگرها و ابزارهای اندازه‌گیری مورد استفاده باید از نظر بالینی قابل استفاده و تأیید شده باشند. روش‌های تصویربرداری عنصر بسیار مهمی در عملیات پزشکی محسوب می‌شوند. تصویربرداری بهنگام[۹]، نه تنها اطلاعات تصویری در مورد عملیات را در اختیار جراح قرار می‌دهد بلکه با ترکیب با روش‌های پردازش تصویر و تبدیل اطلاعات تصویری به مقادیر عددی قابلیت استفاده توسط رایانه را نیز دارند. این ویژگی کاربرد مهمی در دنبال کردن حرکت ابزار یا عضو مورد جراحی دارد. در شرایطی که شیء یا عضو مورد نظر در تمام فریم‌های تصویربرداری قابل مشاهده نباشد ساختارهای پیش‌بین و یا تخمین‌گرها راهکاری مناسب در تخمین موقعیت را فراهم می‌سازند. به‌علاوه در کاربردهایی که شامل تعامل کاربر/ربات و یا ربات/بافت بدن باشد، به منظور تضمین ایمنی و عملکرد سیستم کنترلی، اندازه‌گیری نیروهای تعامل از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. اینها نمونه‌هایی است که اهمیت اندازه‌گیری در حلقه کنترلی ربات‌ها در کاربردهای پزشکی را نشان می‌دهد.



شکل ۱: کاربردهایی از تخمین‌گرها که در این مقاله در نظر گرفته شده است.



شکل ۲: عملکرد فیلتر کالمن توسعه‌یافته (FKE)

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

رویتگرها[10] 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 غیرقابل‌اندازه‌گیری را تخمین می‌زنند. همان‌طور که از نام آن‌ها برمی‌آید، رویتگرها مقدار متغیرهای غیرقابل‌اندازه‌گیری 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[11] 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 هردو به‌صورت همزمان مورد استفاده قرار می‌گیرد.

کاربرد ربات‌ها در عملیات پزشکی به‌شدت به نوع عملیات وابسته است. در کاربردهای توان‌بخشی که تجهیزات اسکلتی-عضلانی[12] 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.

بااین‌حال 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 درحالی‌که پیدا کردن چنین مدلی کار ساده‌ای نیست. در این مقاله، مروری بر کاربرد رویتگرها در عملیات پزشکی مورد بررسی قرار گرفته است. همان‌طورکه 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 موردبحث قرار می‌گیرد. در بخش ۳ مساله تخمین نیرو در عملیات جراحی و توان‌بخشی مورد بررسی قرار گرفته و در بخش نهایی نتیجه‌گیری ارایه 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 (IOP)[13] بر روی عضو مورد جراحی ممکن خواهد بود. ثبت تصاویر صلب[14] 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[15] 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 آلتراسوند در عملیات جراحی مغز [۶]-[۸] و نیز تخمین حرکت اعضای داخلی در پرتودرمانی کبد [۹] و بازسازی حرکت بافت در عملیات لاپراسکوپی [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[16] 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 به‌صورتی‌که 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

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

نقطه‌ای روی سطح قلب در تصاویر پزشکی وجود دارد [۱۲]-[۱۶]. ازآنجاکه 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 قابل‌چشم‌پوشی 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[۱۷] برای تخمین حرکت ناشی از تپش قلب و تنفس استفاده کرد. این حرکت به‌صورت یک سری فوریه متغیر با زمان تعریف می‌شود که ضرایب آن را می‌توان با استفاده از روش‌های مختلفی تخمین زد [۱۷]، [۱۸]. فیلتر کالمن توسعه‌یافته[۱۸](FKE) روش تخمینی است که در آن اندازه‌گیری‌ها و مدل ریاضی در تخمین متغیرهای نامعلوم به‌صورت 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[۱۹] است در نظر بگیرید:

$$x(t+\Delta t) = A(\Delta t)x + \mu \quad (۱)$$

$$z(t) = y\big(x(t)\big) + v \quad (۲)$$

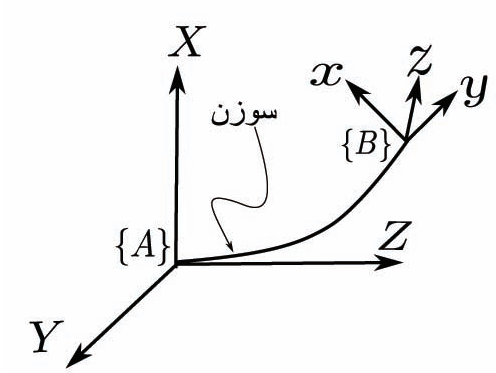
$$y(x(t)) = c + \sum_{l=1}^{m} r_l \sin\theta_l(t) \quad (۳)$$

$$A(\Delta t) = \begin{bmatrix} I_{m+1} & & & 0 \\ & 1 & & \\ & \Delta t & 1 & \\ 0 & 2\Delta t & 0 & 1 \\ & \vdots & & \ddots \\ & m\Delta t & & 1 \end{bmatrix} \quad (۴)$$

که در آن μ و v نویز گوسی مستقل هستند. بردار $\mathbf{x}=[c(t) \quad r_l(t) \quad \omega(t) \quad \theta_l(t)]^T$ و z به ترتیب نشان‌دهنده بردار حالت و اندازه‌گیری نویزی بوده و y(t) خروجی سیستم، یا همان حرکت شبه پریودیک قلب است. در این معادله، $\theta_l(t) = l\int_0^t \omega(\tau)d\tau + \phi_l(t)$ بوده که در آن $\omega(t)$ و $\phi_l(t)$ به‌ترتیب 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^- و p^- 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

$$H = \left.\frac{\partial y}{\partial x}\right|_{x^-} \quad (۵)$$

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



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 به‌صرفه، 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[۲۰] به‌منظور تشخیص و درمان، تزریق دارو و یا نمونه‌برداری وارد بدن بیمار می‌شود. هنگامی‌که سوزن وارد بدن بیمار می‌شود، با توجه به نامتقارن بودن نوک‌تیز سوزن و تاثیر نیروهای تراکنش بین سوزن و بافت بدن، با توجه به جهت نوک‌تیز، سوزن خم شده و روی یک مسیر منحنی شکل سه‌بعدی 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 به‌منظور جلوگیری از برخورد سوزن با موانع موجود در مسیر مستقیم از قبیل استخوان‌ها و یا رشته‌های عصبی، سوزن باید روی مسیر منحنی از پیش تعیین‌شده‌ای حرکت داده شود. یکی از روش‌های هدایت سوزن روی مسیر مطلوب استفاده از الگوریتم‌های برنامه‌ریزی حرکت[۲۱] است. در این روش‌ها، فرمان‌های لازم برای هدایت سوزن در زمان حال و زمان‌های آینده با استفاده از مدل ریاضی به‌صورت 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 به‌صورت آنلاین فرمان لازم برای هدایت سوزن را محاسبه می‌کند. در [۱۲] چالش‌های موجود در مساله هدایت سوزن مورد بررسی قرار گرفته است. همان‌طورکه 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

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

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

با توجه به وابستگی حرکت سوزن به جهت نوک‌تیز آن، زوایای اویلر که نشان‌دهنده جهت‌گیری سر سوزن هستند [۲۷] تأثیر بسیاری درحرکت سوزن داشته و دستیابی به مقادیر این زوایا در کنترل حرکت سوزن بسیار سودمند خواهد بود. مشکل اساسی در اندازه‌گیری مقادیر این زوایا در این است که با توجه به قطر کم سوزن‌های مورد استفاده و کیفیت پایین تصاویر آلتراسوند، سر سوزن در این تصاویر قابل تشخیص نبوده و امکان اندازه‌گیری جهت‌گیری سر سوزن با استفاده از تصاویر وجود نخواهد داشت. این محدودیت مشوقی برای استفاده از رویتگرها در تخمین جهت‌گیری سر سوزن خواهد بود. در بسیاری روش‌های کنترلی ارایه شده مانند [۲۸]، حسگرهای جهت‌گیری برای اندازه‌گیری کامل و یا جزئی جهت‌گیری سر سوزن مورد استفاده قرار گرفته است. به‌کارگیری چنین حسگرهایی شاید در تحقیقات آزمایشگاهی ممکن باشد ولی در عملیات بالینی عملی نخواهد بود. معادلات سیستماتیکی حرکت صفحه‌ای سوزن را در نظر بگیرید که در آن سوزن در راستای محور z وارد بافت شده و در جهت محور x منحرف می‌شود:

$$\dot{x} = v \sin\beta \tag{۶}$$

$$\dot{\beta} = kv \sin\gamma \tag{۷}$$

$$\dot{\gamma} = -kv \cos\gamma \tan\beta + u \tag{۸}$$

در این معادلات x موقعیت سر سوزن در راستای محور x بوده که توسط تصاویر آلتراسوند قابل‌اندازه‌گیری است. β و γ زوایای اویلر هستند که راه مستقیمی برای اندازه‌گیری آن‌ها وجود ندارد. v سرعت داخل کردن سوزن، u سرعت چرخش سوزن حول محور خود و میزان خمیدگی مسیر سوزن است که مقدار ثابتی فرض می‌شود. با استفاده از تبدیل حالت ، $s = [x \quad \sin\beta \quad -\cos\beta \sin\gamma]^T$، معادلات به فرم زیر قابل بازنویسی است

$$\dot{s} = As + B\phi \tag{۹}$$

$$y = Cs \tag{۱۰}$$

که در آن

$$A = \begin{bmatrix} 0 & v & 0 \\ 0 & 0 & -vk \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}, \quad B = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{bmatrix}, \quad C = [1 \quad 0 \quad 0] \tag{۱۱}$$

$$\phi = kvs_2 \mp u\sqrt{1-(s_2^2+s_3^2)} \tag{۱۲}$$

با فرض معلوم بودن ϕ در [۲۷]یک رویتگر خطی برای این سیستم طراحی شده و با فیدبک حالت مورد استفاده قرار گرفته است. ولی با توجه به تکینگی این سیستم غیرخطی، رویتگر طراحی شده تنها قادر به کنترل انحراف خارج از صفحه سوزن خواهد بود. به‌عبارت‌دیگر سیستم حلقه بسته تنها در همسایگی صفر همگرا خواهد بود. در [۲۹]، یک رویتگر 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 رویتگر برای تخمین جهت‌گیری سر سوزن نیازمند تحقیقات گسترده‌تر است

۳- تخمین نیرو

در کاربردهایی که شامل تعامل ربات و انسان است، به‌منظور تامین امنیت و جلوگیری از اعمال نیروی بیش از اندازه بر بیمار، استفاده از روش‌های کنترل نیرو توصیه می‌شود[۳۰]. در جراحی‌های از راه دور و یا عملیاتی که با همکاری ربات‌ها انجام می‌شود، ربات در تماس مستقیم با بافت نرم است. در این حالت تشخیص و اندازه‌گیری نیروهای تماسی از اهمیت بالایی برخوردار است. این مساله در کاربردهای توان‌بخشی که هدف بازسازی ساختار اسکلتی-عضلانی بدن است و ربات در تعامل با بیمار قرار دارد نیز دیده می‌شود. در شرایط تماس مستقیم بین ربات و بافت بدن، استفاده از روش‌های 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. در چنین شرایطی استفاده از روش‌های کنترل نیرو راهکار مناسب‌تری در کنترل ربات‌ها خواهد بود. در جراحی‌های از راه دور که جراح تنها در تعامل با ربات راهبر است، انتقال نیروهای تماسی و نمایش آن‌ها 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 اندازه‌گیری شوند، ولی چنانچه پیش‌تر گفته شد، استفاده از حسگر نیرویی که در تماس مستقیم با بیمار قرار می‌گیرد عملی نیست [۳۱].

علاوه بر عملیات جراحی که با کمک ربات‌ها انجام می‌شود، نمونه‌های متفاوتی از دستگاه‌های اسکلتی-عضلانی وجود دارند که به‌منظور توان‌بخشی قسمت‌های مختلف بدن مانند ستون فقرات [۳۲]، زانو [۳۳]، دست [۳۴] مورد استفاده قرار می‌گیرند. این دستگاه‌ها به‌منظور افزایش کارایی مفاصل و اندام‌های بدن طراحی شده‌اند که در آن‌ها با اندازه‌گیری زوایای مفاصل و نیروهای وارده از طرف بیمار و کنترل دستگاه، تمرینات توان‌بخشی روی عضو مورد نظر اعمال می‌شود. به‌منظور تضمین ایمنی و جلوگیری از هرگونه آسیب مجدد، لازم است این دستگاه‌ها به‌صورت دقیق کنترل شوند. در اینجا دوباره نمونه دیگری از تعامل ربات و انسان ارایه شد که اندازه‌گیری نیرو در آن از اهمیت بالایی برخوردار است.

در هردو کاربرد یاد شده، جایگزین کردن حسگرها با روش‌های تخمین، تاثیر چشمگیری در کاهش هزینه و افزایش کاربری دستگاه‌های طراحی‌شده دارند. باید توجه داشت که چالش اصلی این مساله در طراحی رویتگر، استفاده از آن به همراه کنترل‌گر و تضمین پایداری، ایمنی و عملکرد است. در ادامه کاربرد رویتگرها در تخمین نیرو به دو دسته اساسی تقسیم‌بندی شده است. ابتدا نیروهای تراکنش در کاربردهای توان‌بخشی و نیز نیروهای تماسی بین ابزار پزشکی و بافت بدن مورد بررسی قرارگرفته و پس از آن تخمین نیروها در حضور ابزار منعطف[۲۲] مانند سوزن ارایه می‌شود. در این کاربردها عموماً از روش‌های مبتنی بر فیلتر کالمن و رویتگر اغتشاش (DOB)[۲۳] استفاده می‌شود.

۳-۱- ابزار صلب

وظیفه اصلی رویتگر اغتشاش، تخمین اغتشاش و نامعینی‌های مدل‌سازی است[۳۵]. با توجه به دینامیک غیرخطی ربات‌های صلب، لازم است از رویتگر اغتشاش غیرخطی (NDOB)[۲۴]استفاده شود. در طراحی رویتگر اغتشاش، دینامیک‌های غیرخطی به‌عنوان نامعینی‌های جمع‌شونده در نظر گرفته شده و به همراه نیروهای خارجی در یک بردار اغتشاش فشرده می‌شوند. معادلات دینامیکی

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

ربات صلب را در نظر بگیرید:

$$\hat{M}(q)\ddot{q} + \hat{N}(q,\dot{q}) = \tau + \tau_d \quad (۱۳)$$

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

$$\dot{\hat{t}}_d = -L\,\hat{t}_d + L\{\hat{M}(q)\ddot{q} + \hat{N}(q,\dot{q}) - \tau\} \quad (۱۴)$$

نوشته می‌شود که در آن L بهره رویتگر 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 قابل‌استفاده نخواهند بود. در این حالت می‌توان از رویتگر پیشرفته استفاده کرد [۳۶]. در این ساختار یک متغیر خارجی برای سیستم تعریف می‌شود که مشتق آن تأثیر شتاب در معادله رویتگر را حذف می‌کند. معادلات این رویتگر به‌صورت زیر قابل بازنویسی است.

$$\dot{z} = -L(q,\dot{q})z + L(q,\dot{q})\{\hat{N}(q,\dot{q}) - \tau - p(q,\dot{q})\} \quad (۱۵)$$

$$\hat{t}_d = z + p(q,\dot{q}) \quad (۱۶)$$

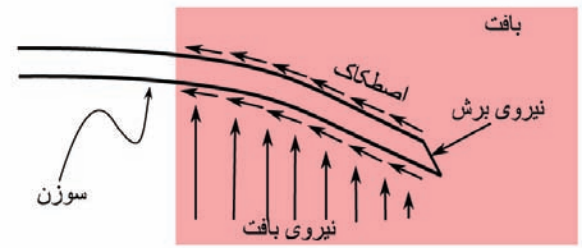
که در آن

$$\frac{d}{dt}p(q,\dot{q}) = L(q,\dot{q})\hat{M}(q)\ddot{q} \quad (۱۷)$$

دینامیک خطا در معادله بالا دقیقاً معادل دینامیک خطا در معادله (۱۴) است. در [۳۵] روشی سیستماتیک برای طراحی رویتگر اغتشاش غیرخطی و یافتن مقدار مناسب بهره رویتگر ارایه شده است. نمونه‌هایی از کاربرد این روش در تخمین نیروهای تماسی محیطی در [۴۰] -[۳۷]یافت می‌شود. در [۴۱] و [۴۲] نیز از رویتگر 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 رویتگرها 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

همان طورکه 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[۲۵]، نیروی سختی بافت[۲۶] 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 رویتگر اغتشاش و در [۴۹] ترکیبی از رویتگر اغتشاش و روش تخمین کمترین مربعات بازگشتی[۲۷] در تخمین نیروها استفاده شده است.



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

۴-نتیجه‌گیری

در این مقاله دسته‌بندی رویتگرها با توجه به کاربرد آن‌ها در ربات‌های پزشکی و مختصری از جزییات این روش‌ها ارایه شد. این دسته‌بندی با توجه به کاربرد رویتگرها 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 رویتگر اغتشاش را می‌توان در تخمین نیرو و موقعیت به‌کار گرفت. این مطالعه نشان می‌دهد که استفاده از رویتگرها در کم کردن هزینه، وزن، ابعاد تجهیزات و نیز ساده کردن برخی عملیات پزشکی مؤثر خواهد بود. باید توجه داشت که کاربرد رویتگرها 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 ",in9 th 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 of3 D 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

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

ISBI .09'IEEE ,2009 ,pp.1070–1067 .
[24] M .Uherčík ,H .Liebgott ,J .Kybic ,and C .Cachard" ,Needle localization methods in3 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. Vanderborght, 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.2000 ,938–932 .
[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.2013 ,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.2013 ,647–637 .
[41] S .Mohammed ,W .Huo ,J .Huang ,H .Rifaï ,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 on4 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. .2005 ,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 –MICCAI99'. 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 .Poignet3" ,D soft-tissue tracking using spatial-color joint probability distribution and thin-plate spline model ",Patternrecognition ,vol ,47 .no. ,9pp.2014 ,2973–2962 .
[17] A .Thakral ,J .Wallace ,D .Tomlin ,N .Seth ,and N .Thakor, "Surgical motion adaptive robotic tech nology) smart :(Taking the motion out of physiological motion ",in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI .2001Springer ,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..2016 ,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,

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]

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

1Computer-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

***

تحلیل تئوری اطلاعاتی آشکارسازی و تخمین در شبکه بی‌سیم 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 ناهم‌مکان 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 ارایه 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 بی‌سیم 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 بی‌سیم، به‌عنوان گامی کلیدی و ضروری در مساله مدیریت توان، بررسی و چند تابع هدف مناسب با فرم بسته ارایه 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 ارایه 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 ناهمکان، دیورژانس تئوری اطلاعاتی، شبکه حسگرهای بی سیم، کانال غیرگوسی، معیار کورانتروپی

***

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-25]