

Transparent Bilateral Control with On-line Identification of Tissue Parameters for Telesurgery Robotic Systems

M.Sharifi¹, S. Behzadipour², H. Salarieh², F. Farahmand^{3*}

¹Ph.D Candidate, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
²Associate Professor, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
³Professor, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Received in the online submission system 7 August 2015, received in revised form 1 October 2015, accepted 19 October 2015

Abstract

In this paper, a transparent bilateral controller is developed for the control of telesurgery systems that have physical interactions with soft tissue. In this control method, the parameters of a viscoelastic model of the soft tissue are estimated during its interaction with the slave robot using an on-line identification method. These estimated parameters are used in an impedance control of the master robot which is in contact with the surgeon. Also, the slave robot tracks the master robot position using a tracking controller. Accordingly, it is shown that the transparency of the teleoperation system is obtained by estimating and realizing the dynamic parameters of the tissue for the master robot and providing the position tracking performance for the slave robot. The stability, and the position and force tracking performances are proved using the Lyapunov theorem. Moreover, the effectiveness of the proposed transparent bilateral controller is investigated by simulations performed on a piece of beef (as the soft tissue) using a two DOF robot with nonlinear dynamics. The proposed control strategy can be used in telesurgery, teleonography and telerehabilitation systems in which the robot interacts with soft tissues.

Key words: *transparent bilateral control, telesurgery robotic system, parameters identification, soft tissue interaction, haptic feedback*

*Corresponding author

Address: Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, P.O. Box: 11155-9567, Tehran, Iran
Tel: +98-21-66165532
Fax: +98-21-66000021
E-mail: farahmand@sharif.edu

کنترل دوجانبه‌ی شفاف با شناسایی پارامترهای مدل ویسکوالاستیک بافت در یک سیستم جراحی رباتیک از راه دور

مجتبی شریفی^۱، سعید بهزادی پور^۲، حسن سالاریه^۲، فرزاد فرهمند^{۳*}
^۱ دانشجوی دکتری مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران
^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران
^۳ استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۵/۱۶، بازنگری: ۱۳۹۴/۷/۹، پذیرش قطعی: ۱۳۹۴/۷/۲۷

چکیده

در این پژوهش به منظور کنترل سیستم‌های جراحی رباتیک عملیات از راه دور، یک روش کنترل امیدانس دوجانبه‌ی تطبیقی غیرخطی به همراه شناسایی بلادرنگ پارامترهای مدل بافت نرم ارائه شده است. از یک مدل ویسکوالاستیک خطی با یک جرم (اینرسی) اضافه در مدل‌سازی دینامیکی بافت که در تعامل با ربات است، استفاده شده است. یکی از اهداف این کنترلر یا کنترلگر دوجانبه‌ی تطبیقی، تنظیم امیدانس عملگر نهایی ربات راهبر بر اساس پارامترهای امیدانسی بافت نرم، که بلادرنگ در سمت ربات پیرو شناسایی می‌شود، است. هدف دیگر، تعقیب مسیر ربات راهبر توسط ربات پیرو است. اثبات پایداری سیستم عملیات از راه دور به همراه اثبات عملکردهای تعقیب مسیر و تعقیب نیرو، با در نظر گرفتن کنترلر دوجانبه و استفاده از تئوری لیاپانوف انجام شده است. روش کنترلی مطرح شده می‌تواند سیستم‌های عملیات از راه دور (مانند سیستم‌های جراحی، توان بخشی و یا سونوگرافی از راه دور) که با بافت نرم در تعامل هستند، را به صورت دوجانبه کنترل نماید. با استفاده از شبیه‌سازی بر روی یک ربات دو درجه‌ی آزادی با دینامیک غیرخطی، عملکرد کنترلر ارائه شده در تعقیب نیرو، تعقیب موقعیت و نیز شناسایی پارامترهای بافت نرم بررسی شده است.

کلیدواژگان: کنترل دوجانبه‌ی تطبیقی شفاف، جراحی رباتیک از راه دور، مدل‌سازی ویسکوالاستیک بافت، شناسایی بلادرنگ بافت نرم، بازتاب امیدانس بافت

*نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران، کد پستی: ۱۱۱۵۵۹۵۶۷.

تلفن: +۹۸(۲۱)۶۶۱۶۵۵۳۲

دورنگار: +۹۸(۲۱)۶۶۰۰۰۲۱

پست الکترونیکی: farahmand@sharif.edu

۱- مقدمه

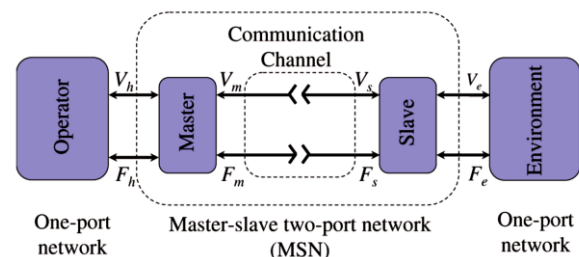
در سیستم‌های رباتیکی عملیات از راه دور (تله‌رباتیک)، که ربات‌ها بطور پیوسته در تماس با محیط اطراف خود هستند، روش کنترلی از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است. در سمت راهبر که ربات با دست جراح یا کاربر در ارتباط است، شبیه‌سازی نیروهایی که محیط در سمت دیگر به ربات پیرو وارد می‌کند در زیر دست جراح (تعقیب‌نیرو) مهم است. چون در این صورت کاربر می‌تواند احساس لامسه‌ی واقعی‌تری از بافت نرم و نیروهای واردشده به ربات پیرو داشته باشد.

۱-۱- روش‌های کنترل سیستم‌های عملیات از راه دور

گوئرتز در سال ۱۹۵۴، نخستین بار یک تله‌اپراتور راهبر-پیرو مکانیکی را ارائه داد، که در آن ربات‌های راهبر و پیرو به کمک یک سر و مکانیزم الکتریکی از یکدیگر جدا شده بودند [۲]. لارنس در سال ۱۹۹۳ [۳] مفهوم کنترلر چهارکاناله را مطرح کرد، به این معنا که سرعت و نیروی هر یک از ربات‌های راهبر و پیرو برای طراحی کنترلر سمت مقابل نیز استفاده می‌شوند. یوکوکوهیچی و یوشیکاوا در سال ۱۹۹۴ [۴] مفهوم پاسخ ایده‌آل و کپلینگ ایده‌آل حس لامسه را، که معادل با شفافیت ایده‌آل هستند، تعریف کردند.

بیشتر کنترلرهای دوجانبه‌ای، که تاکنون ارائه شده‌اند، در حوزه‌ی کنترل سیستم‌های خطی و برای ربات‌هایی با یک درجه‌ی آزادی کاربرد دارند. به تازگی کارهایی در زمینه‌ی کنترل دوجانبه‌ی غیرخطی به منظور استفاده در سیستم‌های چند درجه‌ی آزادی با دینامیک غیرخطی انجام شده‌است. لیو و توگلی [۵، ۶] در سال‌های ۲۰۱۱ و ۲۰۱۲ به معرفی چند نمونه از این کنترلرهای دوجانبه‌ی تطبیقی غیرخطی پرداختند. به طور کلی در این کنترلرهای غیرخطی تعمیم‌یافته، کنترل موقعیت تطبیقی ربات‌های بازویی، که توسط اسلاتین [۷] برای غلبه بر عدم قطعیت پارامتریک ربات ارائه شد، به صورت دوجانبه‌ی است. همچنین در زمینه‌ی کنترل امپدانس، چو و پارک در سال ۲۰۰۵ [۸] روش کنترل دوجانبه‌ی امپدانس را برای یک سیستم عملیات از راه دور دوجانبه‌ی خطی (یک درجه‌ی آزادی) ارائه نمودند. ابوت و اکامورا نیز در سال ۲۰۰۷ [۹] به ارائه‌ی یک روش کنترل ادیمیتانس دو-جانبه برای یک سیستم عملیات از راه دور پرداختند.

در سال‌های اخیر با مطرح شدن کاربردهای جدیدی از تعامل فیزیکی مستقیم بین انسان و ربات، پژوهشگران به سمت ایجاد یک ارتباط مسالمت‌آمیز بین انسان و ربات سوق پیدا کرده‌اند. بسیاری از این کاربردهای جدید معطوف به مهندسی پزشکی می‌شود، به عنوان مثال ربات‌های جراح که از پر-اهمیت‌ترین ربات‌های پزشکی هستند، از یک طرف با کاربر (جراح) و از طرف دیگر با بافت نرم بدن انسان در ارتباط هستند. در ربات‌های جراح، مسئله‌ی ایجاد یک رابطه‌ی مسالمت‌آمیز و راحت برای جراح در کنار دقت بالا و ایجاد حس لامسه در طول جراحی از اهمیت بالایی برخوردار است. سیستم‌های جراحی رباتیک که به آنها سیستم‌های جراحی از راه دور نیز گفته می‌شود، شکل (۱)، شامل پنج قسمت اصلیربات راهبر، ربات پیرو، محیط کاری، کاربر یا جراح و کنترلر دوجانبه یا کانال ارتباطی می‌باشند. بدین صورت که جراح در یک کنسول یا محفظه، ربات راهبر را در دست گرفته و با این فرض که ابزار واقعی را در دست دارد، حرکات مورد نیاز را انجام می‌دهد. ربات پیرو در کنار تخت بیمار قرار دارد و دستورات جراح را روی ابزار واقعی جراحی اعمال می‌کند. این دو ربات از طریق کانال ارتباطی با یکدیگر در ارتباط هستند و جراح حرکات ربات پیرو بر روی بافت را از طریق یک نمایشگر مشاهده می‌کند.



شکل (۱)- نمایش شبکه‌ای سیستم عملیات از راه دور دوجانبه [۱]

با این کار علاوه بر ایجاد یک وضعیت مطلوب و ارگونومیک برای قرارگیری جراح، امکان انجام یک عملیات پیچیده از راه دور فراهم می‌گردد.

^۱Master Robot

^۲Slave Robot

ارائه شده‌است. در این روش، پارامترهای امیدانسی ربات راهبر بر اساس شناسایی بلادرنگ پارامترهای کلی‌ترین مدل ویسکوالاستیک (خطی) بافت نرم که مدل کلون-بُلترمن است، تنظیم می‌شوند. علاوه بر این، جمله‌ی اینرسی نیز به مدل کلون-بُلترمن بافت اضافه شده‌است تا اینرسی بافت قرار-گرفته در گیره‌ی ابزار نیز به جراح منتقل شود. در این روش با استفاده از شناسایی پارامترهای مدل ویسکوالاستیک بافت نرم در سمت ربات پیرو و شبیه‌سازی آنها در زیر دست جراح با استفاده از کنترل امیدانس ربات راهبر، حس لامسه‌ی ایده‌آلی برای جراح ایجاد می‌گردد. از طرف دیگر، ربات پیرو نیز مسیر ربات راهبر را تعقیب می‌کند. در نهایت اثبات می‌شود که نیروی ربات پیرو (اعمال‌شده به بافت) به نیروی دست جراح (اعمال‌شده به ربات راهبر) همگرا می‌شود، که در سیستم‌های عملیات از راه دور به آن تعقیب نیرو می‌گویند. مجموع عملکردهای تعقیب مسیر و تعقیب نیرو به شفافیت کامل سیستم منجر می‌شوند، که مطلوب‌ترین شرایط در سیستم‌های عملیات از راه دور است. این کنترلر دوجانبه در مختصات کارتزین یا دکارتی عملگرهای نهایی ربات‌های راهبر و پیرو که نقاط ارتباطی آنها با محیط اطراف هستند، طراحی و بیان شده‌است. با توجه به تطبیقی بودن کنترلر، بدون نیاز به اطلاع دقیق از مقادیر واقعی پارامترهای ربات‌ها آنها را تخمین زده و به اهداف مورد نظر دست می‌یابد. (استفاده از ویرگول در جای مناسب به درک درست از جمله کمک می‌کند)

۲- کنترل دوجانبه‌ی تطبیقی شفاف با شناسایی پارامترهای مدل ویسکوالاستیک بافت

۲-۱- مدل‌سازی ویسکوالاستیک بافت نرم و شناسایی پارامترهای آن

ابتدا نحوه‌ی مدل‌سازی بافت نرم و شناسایی پارامترهای آن را بیان می‌کنیم. بر این اساس کلی‌ترین مدل ویسکوالاستیک خطی برای بافت نرم که مدل کلون-بُلترمن است، انتخاب می‌شود. در پژوهش مُریرا^۷ و همکاران [۱۱] در سال ۲۰۱۲ نشان داده-

۲-۱- روش‌های شناسایی بافت در تعامل با ربات

کارآیی سامانه‌های کنترلی دوجانبه در ربات‌های جراحی از جمله پایداری آنها بطور طبیعی تحت تاثیر دینامیک بافت نرمی است که در تعامل با ربات پیرو است. در زمینه‌ی شناسایی دینامیک بافت نرم در تعامل مستقیم با ربات نیز پژوهش‌های مهمی انجام شده‌است. اکثریت قریب به اتفاق این پژوهش‌ها به دلیل پیچیدگی مدل‌سازی بافت نرم، به بررسی بافت برای رباتی با یک درجه‌ی آزادی خطی و تنها در یک راستا می‌پردازند. باربه^۱ و همکاران در سال ۲۰۰۷ [۱۰]، به کمک اطلاعات سنسور نیروی مستقر در عملگر انتهایی یک ربات و با در نظر گرفتن مدل ویسکوالاستیک کلون-ویت موازی برای بافت نرم به شناسایی بلادرنگ پارامترهای این مدل پرداختند. الگوریتم شناسایی آنها به روش بازگشتی حداقل مربعات^۲ (RLS) بود. مُریرا^۳ و همکاران [۱۱] در سال ۲۰۱۲، با در نظر گرفتن مدل‌های ویسکوالاستیک خطی مختلف برای بافت نرم (گوشت گاو) و با استفاده از آزمایش استاندارد افت تنش، به کمک روش شناسایی حداقل مربعات آفلاین^۴ و بهره‌گیری از اطلاعات سنسور نیروی ربات، به شناسایی پارامترهای مدل‌های خطی بافت نرم پرداختند. آنها نتیجه گرفتند که بیشترین تطابق پاسخ مدل با اطلاعات نیروی واقعی در مدل کلون-بُلترمن، که کلی‌ترین مدل ویسکوالاستیک خطی است، رخ می‌دهد. در زمینه‌ی شناسایی بافت در تعامل با یک ربات، مطالعات دیگری نیز با در نظر گرفتن مدل‌های پیچیده‌تر و غیرخطی برای بافت انجام شده‌است. از آن جمله می‌توان به پژوهش اوکامورا^۵ و همکاران [۱۲] در سال ۲۰۰۴ و کُبا‌یاشی^۶ و همکاران [۱۳] در سال ۲۰۰۹ اشاره کرد، که همگی مربوط به حرکت یک درجه‌ی آزادی فروکردن سُرنگ در جگر (کبد) است.

بر این اساس در مقاله‌ی حاضر، برای اولین بار یک روش کنترل دوجانبه برای سیستم‌های جراحی رباتیک از راه دور

^۱Barbe

^۲Recursive Least Squares

^۳Moreira

^۴Off-line

^۵Okamura

^۶Kobayashi

^۷Moreira

در رابطه‌ی بالا، T بیانگر گام زمانی گسسته‌سازی است. حال با بسط رابطه‌ی (۲) بر حسب توان‌های مختلف z و با توجه به اینکه z^{-i} به معنای انتقال گام زمانی به اندازه i در بعد زمان است (مقدار در iT لحظه قبل)، رابطه‌ی (۲) با مرتب-سازی و جداسازی پارامترهای ثابت و متغیر به شکل زیر بیان می‌شود:

$$f_{e[k]} + 2f_{e[k-1]} + f_{e[k-2]} = A\mathbf{x}_{[k]} + B\mathbf{x}_{[k-1]} + C\mathbf{x}_{[k-2]} + D + E(f_{e[k-2]} - f_{e[k]}) \quad (3)$$

که مقادیر ثابت A ، B ، C ، D و E به صورت زیر بیان می‌شوند:

$$A = \left[m_e \left(\frac{2}{T} \right)^2 + b_e \left(\frac{2}{T} \right) + k_e \right], B = 2 \left[k_e - m_e \left(\frac{2}{T} \right)^2 \right], \quad (4)$$

$$C = \left[m_e \left(\frac{2}{T} \right)^2 - b_e \left(\frac{2}{T} \right) + k_e \right], D = -4k_e \mathbf{x}_0, E = \alpha \left(\frac{2}{T} \right)$$

حال رابطه‌ی (۳) را در شکل رگرسور استاندارد می‌توان به صورت زیر بیان کرد:

$$y_{[k]} = \phi_{[k]}^T \theta_{[k]} \quad (5)$$

که داریم:

$$\phi_{[k]} = \left[\mathbf{x}_{[k]}, \mathbf{x}_{[k-1]}, \mathbf{x}_{[k-2]}, 1, f_{e[k-2]} - f_{e[k]} \right]^T, \quad (6)$$

$$\theta_{[k]} = [A, B, C, D, E]^T$$

$$y_{[k]} = f_{e[k]} + 2f_{e[k-1]} + f_{e[k-2]} \quad (7)$$

سپس با استفاده از روش بازگشتی حداقل مربعات^۲ (RLS)، می‌توان بردار پارامترهای ثابت $\theta_{[k]}$ را در هر گام زمانی تخمین زد و در نهایت آن را شناسایی کرد. روند تخمین و به-روزرسانی در روش شناسایی RLS به صورت زیر است:

$$\theta_{[k]} = \theta_{[k-1]} + L_{[k]} (y_{[k]} - \phi_{[k]}^T \theta_{[k-1]}) \quad (8)$$

در رابطه‌ی بالا، $L_{[k]}$ با استفاده از رابطه‌ی زیر بدست می‌آید:

$$L_{[k]} = \frac{P_{[k-1]} \phi_{[k]}}{\lambda + \phi_{[k]}^T P_{[k-1]} \phi_{[k]}} \quad (9)$$

شد که این مدل نسبت به دیگر مدل‌های ویسکو الاستیک، بیشترین تطابق را با رفتار بافت نرم واقعی دارد. علاوه بر این، از آنجا که در جراحی ممکن است قسمتی از بافت در گیره‌ی سر ابزار قرار گرفته باشد و یا نیاز به گرفتن بافت‌های حجیم باشد، جمله‌ی اینرسی نیز به این مدل بافت اضافه شده است تا اینرسی بافت در گیره‌ی ابزار نیز به جراح منتقل شود. بنابراین مدل بافت نرم به صورت زیر بیان می‌شود:

$$f_e = m_e \ddot{\mathbf{x}}_e + b_e \dot{\mathbf{x}}_e + k_e (\mathbf{x}_e - \mathbf{x}_0) - \alpha \dot{f}_e \quad (1)$$

در رابطه‌ی بالا، f_e نیروی اعمال شده توسط عملگر نهایی ربات پیرو به بافت نرم است و \mathbf{x}_e موقعیت نقطه‌ی ارتباطی بافت و ربات پیرو است که با موقعیت عملگر نهایی ربات پیرو (\mathbf{x}_s) برابر است. m_e اینرسی قسمتی از بافت که در گیره‌ی ربات قرار دارد، b_e ضریب میرایی بافت و k_e فنریت بافت نرم را مشخص می‌کند. \mathbf{x}_0 مشخص کننده‌ی مبدأ فنریت k_e بافت نرم در فضا است و پارامتر α نیز یکی از پارامترهای مدل کلونین-بلتزنمن است که ضریب مشتق نیرو را مشخص می‌کند.

برای شناسایی پارامترهای مدل ویسکو الاستیک مطرح شده با استفاده از مقادیر f_e و \mathbf{x}_e که از سنسورهای نیرو و موقعیت ربات پیرو که در تعامل مستقیم با بافت است بدست می‌آیند، ابتدا باید معادله‌ی دیفرانسیلی مدل (۱) گسسته‌سازی شود. دلیل گسسته‌سازی آن است که برخلاف اطلاعات موقعیت ربات، سیگنال شتاب آن بطور معمول در دسترس نیست. با گسسته‌سازی، می‌توان دینامیک بافت را برحسب موقعیت آن بیان کرد و از این طریق به شناسایی پارامترهای بافت اقدام نمود. بر این اساس با استفاده از یک تبدیل دوخطی^۱ می‌توان این گسسته‌سازی را به شکل زیر بیان کرد:

$$f_e = \left[m_e \left(\frac{2}{T} \right)^2 \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right)^2 + b_e \left(\frac{2}{T} \right) \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) + k_e \right] \mathbf{x} - k_e \mathbf{x}_0 - \alpha \left(\frac{2}{T} \right) \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) f_e \quad (2)$$

^۲Recursive Least Squares

^۱Bilinear

همچنین τ_h گشتاور نیروهای خارجی اعمال شده توسط دست انسان به عملگر نهایی ربات راهبر در فضای مفاصل و τ_e گشتاور نیروهای خارجی اعمال شده توسط محیط به عملگر نهایی ربات پیرو است. برای کنترل امپدانس عملگر نهایی ربات‌ها در فضای کارترین، بر اساس تئوری کنترل در فضای عملکردی [۱۴]، می‌توان معادله‌ی دینامیکی ربات‌ها را در مختصات کارترین به صورت زیر بیان کرد:

$$M_{x,m}(\mathbf{x}_m)\ddot{\mathbf{x}}_m + C_{x,m}(\mathbf{x}_m, \dot{\mathbf{x}}_m)\dot{\mathbf{x}}_m + G_{x,m}(\mathbf{x}_m) + F_{x,m}(\mathbf{x}_m) = f_h + f_{motor,m} \quad (14)$$

$$M_{x,s}(\mathbf{x}_s)\ddot{\mathbf{x}}_s + C_{x,s}(\mathbf{x}_s, \dot{\mathbf{x}}_s)\dot{\mathbf{x}}_s + G_{x,s}(\mathbf{x}_s) + F_{x,s}(\mathbf{x}_s) = -f_e + f_{motor,s} \quad (15)$$

در روابط فوق، $\mathbf{x}_i = [x_{i1}, x_{i2}, \dots, x_{in_i}]^T$ بردار موقعیت عملگر نهایی ربات در فضای کارترین، $M_{x,i}(\mathbf{x}_i)$ ماتریس اینرسی، $C_{x,i}(\mathbf{x}_i, \dot{\mathbf{x}}_i)\dot{\mathbf{x}}_i$ جمله‌ی نیروهای غیرخطی، $G_{x,i}(\mathbf{x}_i)$ جمله‌ی نیروی گرانش، $F_{x,i}(\mathbf{x}_i)$ جمله‌ی نیروهای اصطکاکی در فضای کارترین و $f_{motor,i}$ بیانگر گشتاور اعمالی موتورها است، که بر فضای کارترین تصویر شده‌است. همچنین f_h نیروی خارجی اعمال شده توسط دست کاربر (پزشک) به عملگر نهایی ربات راهبر و f_e نیروی اعمال شده توسط عملگر نهایی ربات پیرو به محیط (بافت نرم) است، که همگی در مختصات کارترین بیان شده‌اند. تبدیل‌های سینماتیکی بین مختصات مفاصل و کارترین به صورت زیر هستند:

$$\begin{aligned} \mathbf{x}_i &= \Omega_i(\mathbf{q}_i) \\ \dot{\mathbf{x}}_i &= J_i(\mathbf{q}_i)\dot{\mathbf{q}}_i \\ \ddot{\mathbf{x}}_i &= J_i(\mathbf{q}_i)\ddot{\mathbf{q}}_i + \dot{J}_i(\mathbf{q}_i)\dot{\mathbf{q}}_i \end{aligned} \quad (16)$$

که $J_i(\mathbf{q}_i) = d\Omega_i(\mathbf{q}_i)/d\mathbf{q}_i$ ماتریس ژاکوبی ربات است. روابط بین ماتریس‌ها و بردارهای معادلات دینامیکی، بر اساس تئوری کنترل در فضای عملکردی [۱۴] و با فرض غیرتکین بودن ماتریس ژاکوبی عبارت‌اند از:

$$\begin{aligned} M_{x,i} &= J^{-T} M_{q,i} J^{-1}, \\ C_{x,i} &= J^{-T} (C_{q,i} - M_{q,i} J^{-1} \dot{J}) J^{-1}, \\ G_{x,i} &= J^{-T} G_{q,i}, \quad F_{x,i} = J^{-T} F_{q,i}, \\ f_{motor,i} &= J^{-T} \tau_{motor,i}, \quad f_h = J^{-T} \tau_h, \quad f_e = J^{-T} \tau_e \end{aligned} \quad (17)$$

$P_{[k]}$ را ماتریس بهره‌ی تطبیق گویند و عبارت است از:

$$P_{[k]} = \frac{1}{\lambda} \left(P_{[k-1]} - \frac{P_{[k-1]} \phi_{[k]}^T \phi_{[k]}^T P_{[k-1]}}{\lambda + \phi_{[k]}^T P_{[k-1]} \phi_{[k]}} \right) \quad (10)$$

مقدار اولیه‌ی ماتریس بهره‌ی تطبیق P و ضریب وزن (یا ضریب فراموشی) $0 \leq \lambda \leq 1$ باید توسط کاربر تنظیم شوند.

حال با استفاده از تخمین حاصل در هر گام زمانی $\theta_{[k]}$ (و در نتیجه $A_{[k]}$ ، $B_{[k]}$ ، $C_{[k]}$ ، $D_{[k]}$ و $E_{[k]}$) و با استفاده از رابطه‌ی (۱)، تخمین پارامترهای اولیه‌ی مدل ویسکوالاستیک بافت به صورت است:

$$\begin{aligned} \hat{m}_e &= \frac{1}{4} \left(\frac{T}{2} \right)^2 (A_{[k]} - B_{[k]} + C_{[k]}), \quad \hat{b}_e = \left(\frac{T}{4} \right) (A_{[k]} - C_{[k]}), \\ \hat{k}_e &= \frac{1}{4} (A_{[k]} + B_{[k]} + C_{[k]}), \quad \hat{\mathbf{x}}_0 = \frac{-D_{[k]}}{A_{[k]} + B_{[k]} + C_{[k]}}, \\ \hat{\alpha} &= \left(\frac{T}{2} \right) E_{[k]} \end{aligned} \quad (11)$$

وجود علامت \wedge در بالای هر پارامتر، ماتریس و یا بردار در این مقاله، نشان‌دهنده‌ی مقدار تخمینی آنها است.

در ادامه، به بیان دینامیک سیستم جراحی رباتیک از راه دور و ساختار کنترلر دوجانبه‌ی مورد نظر می‌پردازیم. معادله‌ی دینامیکی ربات‌های بازویی راهبر و پیرو در مختصات مفاصل به صورت زیر بیان می‌شوند:

$$M_{q,m}(\mathbf{q}_m)\ddot{\mathbf{q}}_m + C_{q,m}(\mathbf{q}_m, \dot{\mathbf{q}}_m)\dot{\mathbf{q}}_m + G_{q,m}(\mathbf{q}_m) + F_{q,m}(\mathbf{q}_m) = \tau_h + \tau_{motor,m} \quad (12)$$

$$M_{q,s}(\mathbf{q}_s)\ddot{\mathbf{q}}_s + C_{q,s}(\mathbf{q}_s, \dot{\mathbf{q}}_s)\dot{\mathbf{q}}_s + G_{q,s}(\mathbf{q}_s) + F_{q,s}(\mathbf{q}_s) = -\tau_e + \tau_{motor,s} \quad (13)$$

در روابط بالا، زیرنویس‌های m و s به ترتیب معرف ربات راهبر و پیرو هستند. در ادامه از زیرنویس i نیز استفاده می‌شود، که اگر $i = m$ باشد، منظور ربات راهبر است و هرگاه $i = s$ باشد، منظور ربات پیرو است. $\mathbf{q}_i = [q_{i1}, q_{i2}, \dots, q_{in_i}]^T$ بردار زاویه‌های مفاصل ربات، ماتریس اینرسی ربات در فضای مفاصل، $C_{q,i}(\mathbf{q}_i, \dot{\mathbf{q}}_i)\dot{\mathbf{q}}_i$ جمله‌ی نیروهای گریز از مرکز و کوریولیس و $G_{q,i}(\mathbf{q}_i)$ جمله‌ی نیروی گرانش هستند. $F_{q,i}(\mathbf{q}_i)$ جمله‌ی گشتاور نیروهای اصطکاکی در فضای مفاصل و $\tau_{motor,i}$ گشتاور اعمالی موتورها هستند.

ویسکوالاستیک بافت نرم است و پارامترهای آن تخمینی از پارامترهای مدل واقعی بافت هستند:

$$f_h = \hat{m}_e \ddot{\mathbf{x}}_{\text{mod}} + \hat{b}_e \dot{\mathbf{x}}_{\text{mod}} + \hat{k}_e (\mathbf{x}_{\text{mod}} - \hat{\mathbf{x}}_0) - \hat{\alpha} \dot{f}_h \quad (20)$$

در رابطه‌ی بالا، \mathbf{x}_{mod} موقعیت پاسخ مدل مرجع در مختصات کارتزین است و $\hat{\mathbf{x}}_0$ تخمین موقعیت مبدأ فنریت \hat{k}_e بافت نرم در فضا می‌باشد. ربات پیرو نیز با استفاده از یک کنترلر تطبیقی، مسیر ربات راهبر را تعقیب می‌کند. با توجه به رابطه‌ی (20)، اگر ربات راهبر به هدف نهایی، یعنی رسیدن به دینامیک مدل مرجع خود، برسد، احساس می‌شود که نیروی کاربر (که بر روی ربات راهبر اعمال می‌شود) در حال حرکت دادن یک سیستم ویسکوالاستیک با پارامترهایی است که از تخمین و شناسایی پارامترهای اصلی بدست آمده‌اند.

2-2- قوانین کنترل ربات‌های راهبر و پیرو

در این کنترلر از سطح لغزش سه‌بعدی که علاوه بر خطای سرعت و موقعیت، از انتگرال خطای موقعیت نیز بهره می‌برد [15-17]، استفاده شده‌است:

$$\mathbf{S}_m = \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_m + k_{1,m} \tilde{\mathbf{x}}_m + k_{2,m} \int_0^t \tilde{\mathbf{x}}_m dt \quad (21)$$

که در آن، $\tilde{\mathbf{x}}_m = \mathbf{x}_m - \mathbf{x}_{\text{mod}}$ بردار خطای موقعیت ربات راهبر نسبت به پاسخ مدل مرجع (20) در مختصات کارتزین است. دو پارامتر ثابت $k_{1,m}$ و $k_{2,m}$ مقادیری مثبت هستند و به نحوی انتخاب می‌شوند که سطح لغزش خطا ($\tilde{\mathbf{x}}_m$) را بطور مطلوبی به صفر برسانند. یک متغیر کمکی (سرعت مرجع) را نیز به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$\dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,m} = \dot{\mathbf{x}}_{\text{mod}} - k_{1,m} \tilde{\mathbf{x}}_m - k_{2,m} \int_0^t \tilde{\mathbf{x}}_m dt \quad (22)$$

به نحوی که $\mathbf{S}_m = \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_m - \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,m}$ باشد. هدف کنترلی ربات پیرو نیز تعقیب مسیر ربات راهبر است. بنابراین تراژکتوری (معادل فارسی) مطلوب ربات پیرو عبارت است از:

$$\mathbf{x}_{s \text{ desired}} = \mathbf{x}_m \quad (23)$$

ماتریس‌های معرفی شده دارای خواص زیر هستند [7]:

خاصیت 1: $M_{\mathbf{x},i}$ و $M_{\mathbf{q},i}$ متقارن و مثبت معین هستند.

خاصیت 2: $(M_{\mathbf{x},i} - 2C_{\mathbf{x},i})$ و $(M_{\mathbf{q},i} - 2C_{\mathbf{q},i})$ پادمقارن هستند.

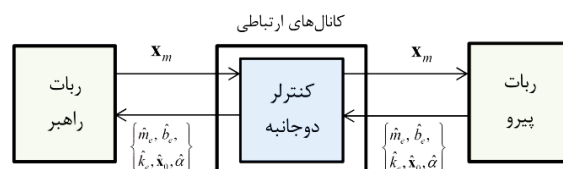
خاصیت 3: سمت چپ معادلات (12)/(13) و (14)/(15) بر حسب پارامترهای ثابت ربات به صورت خطی قابلیت پارامتریزه شدن (اگر معادل فارسی برای این واژه ذکر شود به درک بهتری می‌رسیم) دارند:

$$M_{\mathbf{q},i}(\mathbf{q}) \Phi_1 + C_{\mathbf{q},i}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \Phi_2 + G_{\mathbf{q},i}(\mathbf{q}) + F_{\mathbf{q},i}(\mathbf{q}) = Y_{1,i}(\Phi_1, \Phi_2, \mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \theta_{1,i} \quad (18)$$

$$M_{\mathbf{x},i}(\mathbf{x}) \Phi_1 + C_{\mathbf{x},i}(\mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) \Phi_2 + G_{\mathbf{x},i}(\mathbf{x}) + F_{\mathbf{x},i}(\mathbf{x}) = Y_{2,i}(\Phi_1, \Phi_2, \mathbf{x}, \dot{\mathbf{x}}) \theta_{2,i} \quad (19)$$

در روابط بالا، بردار پارامترهای ثابت موجود در دینامیک ربات در فضای مفاصل است و $Y_{1,i}$ ماتریس رگرسور در همین فضاست، که درایه‌های آن شامل روابط معلومی می‌باشند. همچنین بردار پارامترهای ثابت و نامعلوم موجود در دینامیک ربات در فضای کارتزین و $Y_{2,i}$ ماتریس رگرسور در این فضا است. Φ_1 ، Φ_2 ، $\theta_{1,i}$ و $\theta_{2,i}$ نیز می‌توانند هر بردار دلخواه و معلومی باشند.

سیستم عملیات از راه دور دوجانبه‌ی راهبر و پیرو که در این مقاله ارائه می‌شود، به صورت دیاگرام بلوکی در شکل (2) بیان می‌باشد. \mathbf{x}_m موقعیت ربات راهبر است، که از طریق کانال ارتباطی به سمت ربات پیرو منتقل می‌شود. همچنین پارامترهای مدل ویسکوالاستیک بافت نرم \hat{m}_e ، \hat{b}_e ، \hat{k}_e و $\hat{\alpha}$ که در سمت ربات پیرو با استفاده از شناسایی تخمین زده شده‌اند، از طریق کانال ارتباطی به سمت ربات راهبر منتقل می‌شوند.



شکل (2) - دیاگرام بلوکی سیستم عملیات از راه دور دوجانبه

در این کنترلر دوجانبه، ربات راهبر تحت کنترل تطبیقی امیدانس قرار می‌گیرد، که مدل مرجع امیدانسی آن مشابه مدل

که بردارهای $v_{1,m}$ ، $v_{2,m}$ ، $v_{1,s}$ و $v_{2,s}$ در روابط فوق به صورت زیر همواره قابل محاسبه هستند و پارامترهای دینامیکی نامعلوم ربات‌ها در آنها حضور ندارند:

$$v_{1,m} = J_m^{-1} (\ddot{\mathbf{x}}_{r,m} - \lambda_m \mathbf{S}_m - \dot{J}_m J_m^{-1} \dot{\mathbf{x}}_{r,m}) \quad (32)$$

$$v_{2,m} = J_m^{-1} \dot{\mathbf{x}}_{r,m}$$

$$v_{1,s} = J_s^{-1} (\ddot{\mathbf{x}}_{r,s} - \lambda_s \mathbf{S}_s - \dot{J}_s J_s^{-1} \dot{\mathbf{x}}_{r,s}) \quad (33)$$

$$v_{2,s} = J_s^{-1} \dot{\mathbf{x}}_{r,s}$$

بنابراین گشتاور موتورها را می‌توان بر اساس سومین خاصیت دینامیک ربات (بیان شده در بخش ۲-۱)، به صورت زیر نوشت:

$$\tau_{motor,m} = Y_{1,m} \hat{\theta}_{1,m} - J_m^T f_h \quad (34)$$

$$\tau_{motor,s} = Y_{1,s} \hat{\theta}_{1,s} + J_s^T f_e \quad (35)$$

با جای‌گذاری روابط (۲۶) و (۲۷) در روابط (۱۴) و (۱۵) و با اضافه و کم‌کردن جملاتی و بر اساس خاصیت سوم دینامیک ربات، معادله‌ی دینامیکی مداربسته‌ی ربات‌های راهبر و پیرو به صورت زیر بدست می‌آیند:

$$M_{x,m} \dot{\mathbf{S}}_m = -\lambda_m M_{x,m} \mathbf{S}_m - C_{x,m} \mathbf{S}_m + J_m^{-T} Y_{1,m} \tilde{\theta}_{1,m} \quad (36)$$

$$M_{x,s} \dot{\mathbf{S}}_s = -\lambda_s M_{x,s} \mathbf{S}_s - C_{x,s} \mathbf{S}_s + J_s^{-T} Y_{1,s} \tilde{\theta}_{1,s} \quad (37)$$

در روابط بالا $\tilde{\theta}_{1,i} = \hat{\theta}_{1,i} - \theta_{1,i}$ است.

۳-۲- اثبات پایداری لیپانوف و ارائه‌ی قوانین تطبیق

برای اثبات پایداری سیستم، تابع لیپانوف بر حسب خطای تعقیب، \mathbf{S}_m و \mathbf{S}_s ، و خطای تخمین پارامترها، $\tilde{\theta}_{1,m}$ و $\tilde{\theta}_{1,s}$ ، تعریف می‌شود:

$$V = \frac{1}{2} \left(\mathbf{S}_m^T M_{x,m} \mathbf{S}_m + \mathbf{S}_s^T M_{x,s} \mathbf{S}_s + \tilde{\theta}_{1,m}^T \Gamma_m^{-1} \tilde{\theta}_{1,m} + \tilde{\theta}_{1,s}^T \Gamma_s^{-1} \tilde{\theta}_{1,s} \right) \quad (38)$$

در ادامه، با مشتق‌گیری زمانی از تابع لیپانوف، رابطه‌ی (۳۸)، و جای‌گذاری دینامیک نهایی خطای ربات‌های راهبر و پیرو، روابط (۳۶) و (۳۷)، در آن و نیز بر اساس دومین خاصیت دینامیک ربات (مطرح شده در بخش ۲-۱) داریم:

و $\tilde{\mathbf{x}}_s = \mathbf{x}_s - \mathbf{x}$ بردار خطای موقعیت ربات پیرو نسبت به موقعیت ربات راهبر در مختصات کارتزین یا دکارتی است. در شکل (۳)، مفاهیم و ارتباطات این سامانه نشان داده شده‌اند. سطح لغزش و متغیر کمکی (سرعت مرجع) مورد استفاده برای کنترل ربات پیرو نیز مشابه ربات راهبر (روابط (۲۱) و (۲۲)) به صورت زیر ارائه می‌گردد:

$$\mathbf{S}_s = \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_s + k_{1,s} \tilde{\mathbf{x}}_s + k_{2,s} \int_0^t \tilde{\mathbf{x}}_s dt \quad (24)$$

$$\dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,s} = \dot{\mathbf{x}}_m - k_{1,s} \tilde{\mathbf{x}}_s - k_{2,s} \int_0^t \tilde{\mathbf{x}}_s dt \quad (25)$$

به نحوی که $\mathbf{S}_s = \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_s - \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,s}$. حال قوانین کنترلی را در فضای کارتزین برای ربات‌های راهبر و پیرو به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$f_{motor,m} = \hat{M}_{x,m}(\mathbf{x}_m) (\ddot{\mathbf{x}}_{r,m} - \lambda_m \mathbf{S}_m) + \hat{C}_{x,m}(\mathbf{x}_m, \dot{\mathbf{x}}_m) \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,m} + \hat{G}_{x,m}(\mathbf{x}_m) + \hat{F}_{x,m}(\mathbf{x}_m) - f_h \quad (26)$$

$$f_{motor,s} = \hat{M}_{x,s}(\mathbf{x}_s) (\ddot{\mathbf{x}}_{r,s} - \lambda_s \mathbf{S}_s) + \hat{C}_{x,s}(\mathbf{x}_s, \dot{\mathbf{x}}_s) \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,s} + \hat{G}_{x,s}(\mathbf{x}_s) + \hat{F}_{x,s}(\mathbf{x}_s) + f_e \quad (27)$$

که λ_m و λ_s مقادیر مثبتی می‌باشند. گشتاور موتورها در فضای مفاصل اعمال می‌شود و با استفاده از روابط (۲۵) و (۲۶) و رابطه (۱۶): $\tau_{motor} = J^T f_{motor}$ گشتاور موتورها بدست می‌آید که با استفاده از تبدیلات بین مختصات مفاصل و مختصات کارتزین (روابط (۱۶))، به صورت زیر ساده می‌شود:

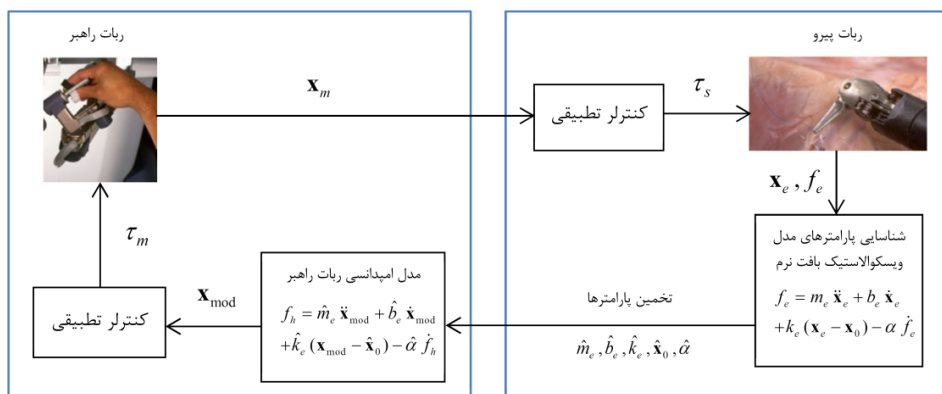
$$\tau_{motor,m} = \hat{M}_{q,m} J_m^{-1} (\ddot{\mathbf{x}}_{r,m} - \lambda_m \mathbf{S}_m) + (\hat{C}_{q,m} - \hat{M}_{q,m} J_m^{-1} \dot{J}_m) J_m^{-1} \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,m} + \hat{G}_{q,m} + \hat{F}_{q,m} - J_m^T f_h \quad (28)$$

$$\tau_{motor,s} = \hat{M}_{q,s} J_s^{-1} (\ddot{\mathbf{x}}_{r,s} - \lambda_s \mathbf{S}_s) + (\hat{C}_{q,s} - \hat{M}_{q,s} J_s^{-1} \dot{J}_s) J_s^{-1} \dot{\tilde{\mathbf{x}}}_{r,s} + \hat{G}_{q,s} + \hat{F}_{q,s} + J_s^T f_e \quad (29)$$

در روابط فوق می‌توان تمامی جملات، ماتریسها و بردارهای نامعلوم را از سمت چپ به صورت زیر فاکتورگیری کرد:

$$\tau_{motor,m} = \hat{M}_{q,m} v_{1,m} + \hat{C}_{q,m} v_{2,m} + \hat{G}_{q,m} + \hat{F}_{q,m} - J_m^T f_h \quad (30)$$

$$\tau_{motor,s} = \hat{M}_{q,s} v_{1,s} + \hat{C}_{q,s} v_{2,s} + \hat{G}_{q,s} + \hat{F}_{q,s} + J_s^T f_e \quad (31)$$



شکل (۳) - مفاهیم و ارتباطات موجود در سیستم جراحی رباتیک از راه دور ارائه شده

موقعیت پاسخ مدل مرجع خود همگرا می‌گردد ($\mathbf{x}_m \rightarrow \mathbf{x}_{mod}$). بنابراین با ترکیب همگرایی پاسخ هر دو ربات، می‌توان گفت که موقعیت عملگر نهایی ربات پیرو یا همان موقعیت بافت نرم به موقعیت پاسخ مدل مرجع (مدلی تخمینی از بافت) همگرا می‌شود ($\mathbf{x}_s = \mathbf{x}_e \rightarrow \mathbf{x}_{mod}$). حال با مقایسه‌ی مدل بافت، رابطه‌ی (۱)، و مدل مرجع، رابطه‌ی (۲۰)، و با توجه به روابط (۷) - (۵) در الگوریتم شناسایی، بلادرنگ می‌توان گفت که همگرایی $\tilde{\mathbf{y}}_{[k]}$ به صفر معادل با همگرایی نیروی f_e به نیروی f_h است. بر این اساس، به کمک کنترلر دوجانبه‌ی ارائه‌شده به حالت ایده‌آل و شفاف رسیده‌ایم که مطلوب‌ترین شرایط را در تعقیب مسیر ($\mathbf{x}_s \cong \mathbf{x}_m$) و تعقیب نیرو ($f_e \cong f_h$) نشان می‌دهد.

۳- شبیه‌سازی بافت نرم، ربات‌ها و کنترلر دوجانبه و بحث پیرامون نتایج

در این بخش، کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی ارائه‌شده با انجام شبیه‌سازی‌هایی مورد ارزیابی و بررسی قرار می‌گیرد. در این شبیه‌سازی‌ها ربات‌های راهبر و پیرو با دو درجه‌ی آزادی (دورانی و خطی) در نظر گرفته شده‌اند، به نحوی که عملگر نهایی آنها بتواند در مختصات لخت کارترین دوبعدی $x-z$ روی یک خط راست در تعامل با دست جراح و یا بافت نرم قرار بگیرد. بافت نرم شبیه‌سازی شده، قسمتی از گوشت گاوی است که پارامترهای مدل ویسکوالاستیک کلونین-بلتزمن،

$$\dot{V} = -\lambda_m \mathbf{S}_m^T M_{\mathbf{x},m} \mathbf{S}_m - \lambda_s \mathbf{S}_s^T M_{\mathbf{x},s} \mathbf{S}_s + \mathbf{S}_m^T J_m^{-T} Y_{1,m} \tilde{\boldsymbol{\theta}}_{1,m} + \tilde{\boldsymbol{\theta}}_{1,m}^T \Gamma_m^{-1} \tilde{\boldsymbol{\theta}}_{1,m} + \mathbf{S}_s^T J_s^{-T} Y_{1,s} \tilde{\boldsymbol{\theta}}_{1,s} + \tilde{\boldsymbol{\theta}}_{1,s}^T \Gamma_s^{-1} \tilde{\boldsymbol{\theta}}_{1,s} \quad (39)$$

حال با این روابط، می‌توان قوانین تطبیق را برای ربات‌های راهبر و پیرو در مختصات مفاصل به صورت زیر بیان کرد:

$$\dot{\tilde{\boldsymbol{\theta}}}_{1,m} = -\Gamma_m Y_{1,m}^T J_m^{-1} \mathbf{S}_m^T \quad (40)$$

$$\dot{\tilde{\boldsymbol{\theta}}}_{1,s} = -\Gamma_s Y_{1,s}^T J_s^{-1} \mathbf{S}_s^T \quad (41)$$

که در آن، Γ_i یک ماتریس متقارن مثبت معین و ثابت است ($i = m$ یا $i = s$). حال بر اساس قانون تطبیق بیان‌شده، مشتق زمانی تابع لیاپانوف (رابطه‌ی (۳۹)) به شکل زیر نوشته می‌شود:

$$\dot{V} = -\lambda_m \mathbf{S}_m^T M_{\mathbf{x},m} \mathbf{S}_m - \lambda_s \mathbf{S}_s^T M_{\mathbf{x},s} \mathbf{S}_s \leq 0 \quad (42)$$

با توجه به مثبت معین بودن ماتریس اینرسی ربات‌ها ($M_{\mathbf{x},s}$ و $M_{\mathbf{x},m}$)، می‌توان گفت همواره $V \geq 0$ در رابطه‌ی (۳۸) مثبت معین بوده و $\dot{V} \leq 0$ در رابطه‌ی (۴۲) منفی معین است. بنابراین بر اساس معیار پایداری لیاپانوف، \dot{V} با گذشت زمان به صفر میل خواهد کرد و با توجه به (۴۲)، همگرایی \mathbf{S}_s و \mathbf{S}_m به سمت صفر اثبات می‌شود. بر اساس دینامیک سطح لغزش برای ربات راهبر و پیرو (روابط (۲۱) و (۲۴))، $\tilde{\mathbf{x}}_s$ و $\tilde{\mathbf{x}}_m$ نیز به صورت نمایی به سمت صفر میل می‌کند. بنابراین موقعیت ربات‌ها به پاسخ مدل‌های مطلوب امپدانس خود میل خواهد کرد. در نتیجه می‌توان گفت که موقعیت عملگر نهایی ربات پیرو به موقعیت عملگر نهایی ربات راهبر ($\mathbf{x}_s \rightarrow \mathbf{x}_m$) و موقعیت عملگر نهایی ربات راهبر نیز به

¹Beef

گرفته‌است، بدست می‌آید. سپس با داشتن نیروی اعمالی به بافت و موقعیت نقطه‌ی تعامل بافت و نیز با استفاده از روش شناسایی ارائه‌شده، می‌توان پارامترهای مدل بافت را تخمین زد و آن را در مدل مرجع ربات راهبر قرار داد. با استفاده از این پارامترهای تخمینی، در گام زمانی بعدی نیز این روند تکرار می‌گردد.

شایان ذکر است که حرکت اعمال شده به بافت باید آنقدر غنی باشد و دینامیک بافت را تحریک کند تا بتوان به هدف شناسایی دست یافت. بطور معمول غنی‌بودن سیگنال‌های ورودی در جراحی اتفاق می‌افتد، زیرا حرکات و نیروهای دست جراح به صورت ترکیبی از چند فرکانس مختلف است و نه تنها یک فرکانس. بر این اساس، نیروی اعمالی دست جراح f_h در جهات x و z به صورت زیر مطرح می‌شود:

$$f_{h_x} = f_{h_z} = 4 \begin{pmatrix} \sin(t) + 0.37 \sin(3t) + 0.23 \sin(10t) \\ + 0.062 \sin(17t) + 0.0008 \sin(31t) \end{pmatrix} N \quad (43)$$

بر اساس الگوریتم شناسایی ارائه‌شده، تخمین پارامترهای مدل ویسکوالاستیک در شکل (۴) نشان داده شده‌است. با توجه به مقادیر واقعی پارامترهای مدل ویسکوالاستیک بافت نرم مورد استفاده و مطرح شده در جدول (۱) و بر اساس شکل (۴)، همگرایی هر یک از پارامترهای تخمینی به مقدار واقعی مشاهده می‌شود. همچنین خطای کل شناسایی یا همان خطای تابع $y_{[k]}$ (در رابطه‌ی (۶))، در شکل (۵) نشان داده شده‌است که به سرعت به سمت صفر میل می‌کند. شکل (۶) و (۷) به ترتیب موقعیت x و z مدل مرجع و ربات راهبر و ربات پیرو را نشان می‌دهند. در این دو شکل، مشخص است که ربات راهبر به خوبی مسیر مدل مرجع و ربات پیرو نیز به خوبی مسیر ربات راهبر را تعقیب کرده‌اند. بنابراین عملکرد تعقیب مسیر در سیستم جراحی رباتیک از راه دور مطرح شده بطور کامل نتیجه شده‌است. خطای مطلق تعقیب مسیر ربات راهبر نسبت به موقعیت پاسخ مدل مرجع در مختصات کارتیزین و نیز خطای مطلق تعقیب مسیر ربات پیرو نسبت به موقعیت ربات راهبر در مختصات کارتیزین در شکل (۸) نشان داده شده‌اند. همانطور که مشاهده می‌شود، خطاهای تعقیب مسیر دارای مقادیر بسیار کم و قابل قبولی هستند.

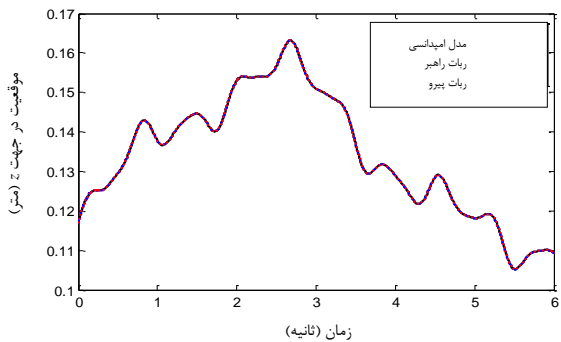
رابطه‌ی (۱)، آن در پژوهش مُریرا^۱ و همکاران [۱۱] در سال ۲۰۱۲ با استفاده از آزمایشات تجربی بدست آمده و در جدول (۱) گزارش شده‌است. به دلیل حرکت در راستای یک خط راست، مدل بافت به صورت یک‌بعدی است و پارامترهای مدل به صورت مقادیر اسکالر هستند. جمله‌ی اینرسی نیز به این مدل بافت اضافه شده‌است، تا اینرسی بافت در گیره‌ی ابزار نیز به جراح منتقل شود. بر این اساس اینرسی این قسمت از بافت نیز برابر با 0.2 kg در نظر گرفته شده‌است.

جدول (۱) - پارامترهای مدل ویسکوالاستیک کلونین-بَلتزنم برای قسمتی از گوشت گاو [۱۱]

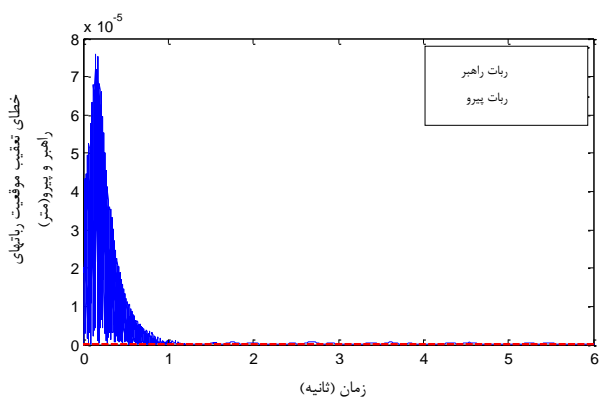
پارامتر مورد نظر	مقدار واقعی
m_e	0.2 kg
b_e	190 N.s/m
k_e	0.04 N/m
\mathbf{x}_0	-0.001 m
α	1 s

در روند شبیه‌سازی، ابتدا نیروی اعمالی دست جراح به عنوان ورودی در نظر گرفته می‌شود. این نیرو برای شباهت بیشتر به یک عمل جراحی واقعی، ترکیبی از ورودی‌های هارمونیک با فرکانس‌های مختلف است. سپس مدل مرجع ربات راهبر بر اساس این نیرو و حدس اولیه از پارامترهای بافت حل می‌شود و ربات راهبر موقعیت پاسخ این مدل را تعقیب می‌کند، به نحوی که عملگر نهایی ربات در موقعیت پاسخ مدل در فضای کارتیزین قرار گیرد. ربات پیرو نیز موقعیت ربات راهبر در فضای کارتیزین را تعقیب می‌کند. در واقع چون بافت در تعامل مستقیم با عملگر نهایی ربات پیرو است، موقعیت کنونی نقطه‌ی تعامل بافت همان موقعیت عملگر نهایی ربات پیرو در مختصات کارتیزین است. حال با شبیه‌سازی مدل بافت واقعی با پارامترهای واقعی خود و دانستن موقعیت نقطه‌ی تعامل بافت، می‌توان نیروی وارد شده به بافت (f_e) را بدست آورد. این نیرو در آزمایشات تجربی بوسیله‌ی سنسور نیرویی که در عملگر نهایی ربات پیرو قرار

^۱Moreira

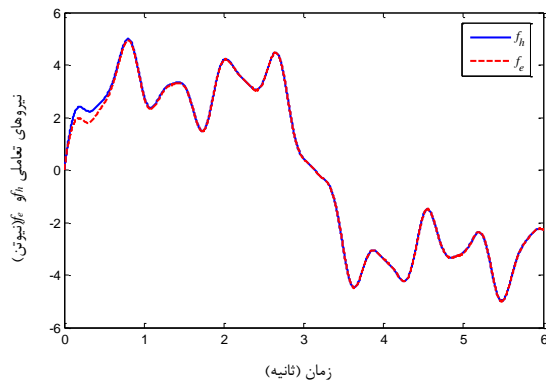


شکل (۷) - موقعیت مدل مرجع و ربات‌های راهبر و پیرو در جهت Z

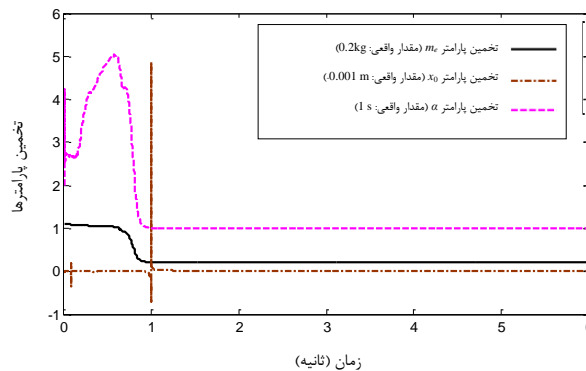
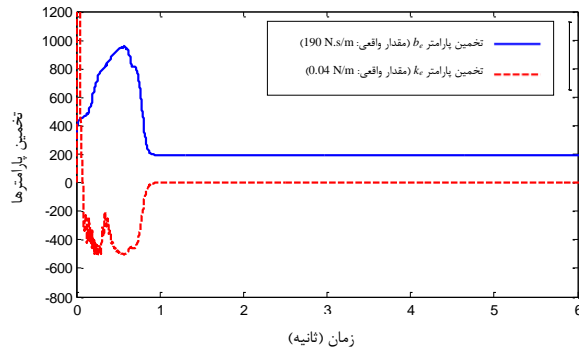


شکل (۸) - خطای مطلق تعقیب مسیر ربات‌های راهبر و پیرو

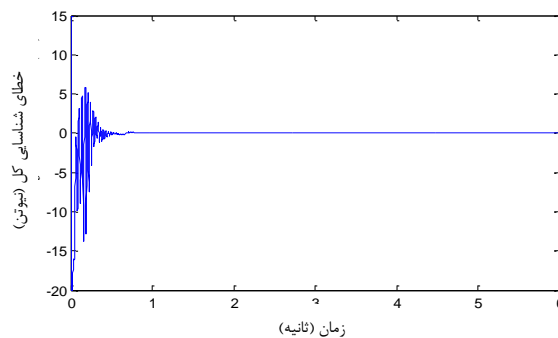
بر اساس بحث انجام شده در انتهای بخش تحلیل پایداری (بخش ۲-۳)، اشاره شد که اگر خطای کل شناسایی (\tilde{y}_k) به سمت صفر میل کند و تعقیب مسیر نیز به خوبی انجام شود، تعقیب نیرو نیز به خوبی اتفاق می‌افتد و f_e به f_h همگرا می‌شود. این موضوع به خوبی در شکل (۹) مشهود است.



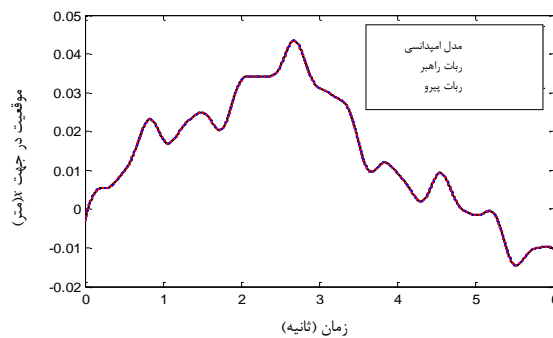
شکل (۹) - همگرایی نیروی وارد شده بر بافت (f_e) به نیروی دست جراح (f_h)



شکل (۴) - همگرایی تخمین پارامترهای مدل بافت به مقادیر واقعی خود با استفاده از الگوریتم شناسایی RLS



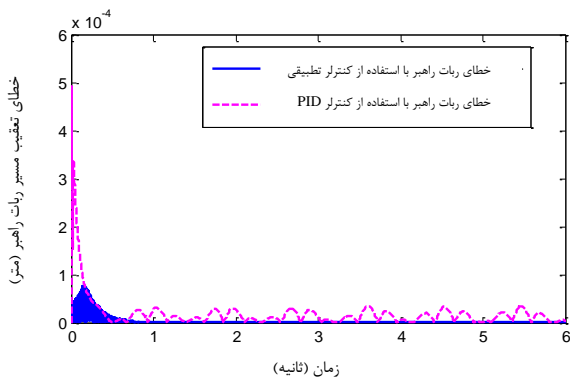
شکل (۵) - همگرایی خطای الگوریتم شناسایی (\tilde{y}_k) به سمت صفر



شکل (۶) - موقعیت مدل مرجع و ربات‌های راهبر و پیرو در جهت X

پارامترهای کنترلر دوجانبه‌ی PID مورد نظر به صورت خودکار در نرم‌افزار سیمولینک متلب^۱ بر روی مناسب‌ترین مقادیری که این نرم‌افزار برای هر ربات پیشنهاد داده، تنظیم شده‌است.

حال به منظور مقایسه‌ی دو کنترلر، خطای مطلق تعقیب مسیر ربات راهبر نسبت به موقعیت پاسخ مدل مرجع خود با استفاده از کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی ارائه می‌شود. کنترلر دوجانبه‌ی PID در شکل (۱۱) نشان داده شده‌است. همانطور که ملاحظه می‌شود، هر دو کنترلر خطای کمی دارند، اما عملکرد کنترلر تطبیقی مناسب‌تر است و پس از گذشت چند ثانیه خطای تعقیب مسیر این کنترلر به سمت صفر میل کرده‌است. همگرایی خطای تعقیب مسیر کنترلر تطبیقی ارائه‌شده به سمت صفر در بخش ۲-۳ با استفاده از روش لیپانوف اثبات شده‌است.

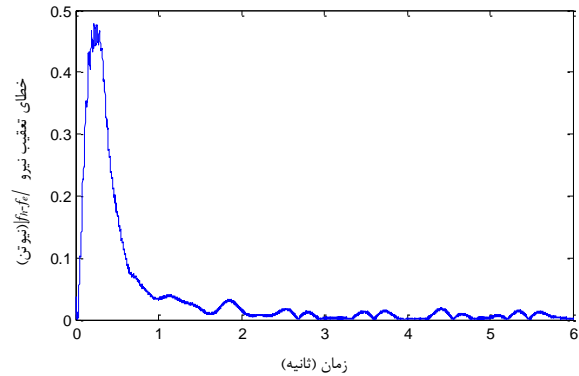


شکل (۱۱) - خطای مطلق تعقیب مسیر ربات راهبر با استفاده از دو نوع کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی و PID

خطای مطلق تعقیب نیرو، $|f_h - f_e|$ ، با استفاده از کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی ارائه شده‌است. کنترلر دوجانبه‌ی PID در شکل (۱۲) نشان داده شده‌است.

با توجه به این شکل، کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی توانسته است خطای تعقیب نیرو را سریع‌تر به صفر میل دهد. این عملکرد بهتر کنترلر تطبیقی در تعقیب نیرو (شکل (۱۲)) در نتیجه‌ی عملکرد مناسب‌تر در تعقیب مسیر است که در شکل (۱۱) نشان داده‌شد. این موضوع در انتهای بخش ۲-۳ مورد بحث قرار گرفته‌است.

خطای مطلق تعقیب نیرو برابر با $|f_h - f_e|$ است (شکل (۱۰)). بر اساس شکل‌های (۹) و (۱۰)، عملکرد تعقیب نیرو ($f_e \rightarrow f_h$) به خوبی در سیستم ارائه‌شده بدست آمده‌است.



شکل (۱۰) - خطای مطلق تعقیب نیرو، $|f_h - f_e|$

لازم به ذکر است که پارامترهای استفاده‌شده در کنترلرها و قوانین تطبیق ربات‌های راهبر و پیرو، با استفاده از روش سعی و خطا بر روی مقادیر $\lambda_m = 200$ ، $k_{1,m} = 400$ ، $k_{2,m} = 40000$ و $\Gamma_m = 0.5I$ ، $\lambda_s = 200$ ، $k_{1,s} = 400$ ، $k_{2,s} = 40000$ و $\Gamma_s = 0.5I$ تنظیم شده‌اند، به صورتی که کم‌ترین خطای تعقیب مسیر و تعقیب نیرو با سرعت پاسخ مناسب نتیجه گردد (I ماتریس همانی یا یکه است).

۳-۱- مقایسه‌ی عملکرد کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی

ارائه‌شده با کنترلر دوجانبه‌ی PID

در این بخش، به منظور ارزیابی بیشتر کنترلر ارائه‌شده، عملکرد آن با کنترلر مشابه PID مقایسه می‌شود. با توجه به اینکه در مطالعات پیشین کنترلر مشابهی با اهداف شناسایی بافت نرم و کنترل امپدانس ربات راهبر ارائه نشد، تصمیم بر شبیه‌سازی کنترلی با اهداف مشابه گرفته شد. بدین منظور، یک کنترلر دوجانبه‌ی PID طراحی شد. در این کنترلر، ربات راهبر پاسخ مدل مرجع امپدانس خود، رابطه‌ی (۲۰)، را به وسیله‌ی یک کنترلر PID تعقیب می‌کند و ربات پیرو نیز با یک کنترلر PID تراژکتوری مسیر ربات راهبر را تعقیب می‌کند. به عبارت دیگر، به جای کنترلرهای تطبیقی، روابط (۲۶) و (۲۷)، از کنترلرهای PID استفاده شده‌است.

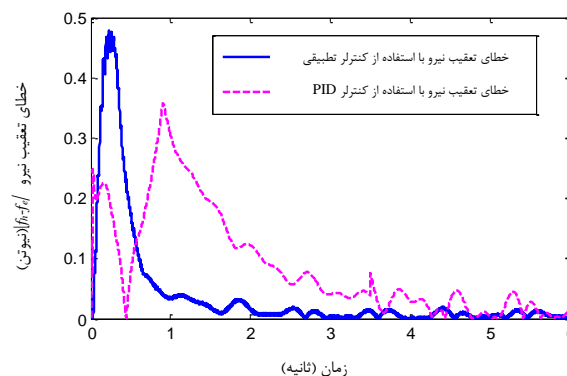
^۱ Simulink-Matlab

از این عملکرد اثبات شد که نیروی ربات پیرو (اعمال شده به بافت) به نیروی دست جراح (اعمال شده به ربات راهبر) همگرا می‌گردد (عملکرد تعقیب نیرو). مجموع عملکردهای تعقیب مسیر و تعقیب نیرو، شفافیت کامل را فراهم می‌کند که مطلوب‌ترین شرایط در سیستم‌های عملیات از راه دور دوجانبه است.

کنترلر دوجانبه‌ی ارائه شده در مختصات کارتیزین عملگرهای نهایی ربات‌های راهبر و پیرو، که نقاط ارتباطی آنها با محیط اطراف است، طراحی و بیان شد. با توجه به تطبیقی بودن این کنترلر، بدون نیاز به اطلاع از مقادیر دقیق پارامترهای دینامیکی ربات‌ها، آنها را تخمین زده و به اهداف مورد نظر دست می‌یابد.

۵- مراجع

- [1] A. Haddadi and K. Hashttrudi-Zaad, "Bounded-Impedance Absolute Stability of Bilateral Teleoperation Control Systems," IEEE Transactions on Haptics, vol. 3, pp. 15-27, 2010.
- [2] P. F. Hokayem and M. W. Spong, "Bilateral teleoperation: An historical survey," Automatica, vol. 42, pp. 2035-2057, 2006.
- [3] D. A. Lawrence, "Stability and transparency in bilateral teleoperation," IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 9, pp. 624-637, 1993.
- [4] Y. Yokokohji and T. Yoshikawa, "Bilateral control of master-slave manipulators for ideal kinesthetic coupling-formulation and experiment," IEEE Transactions on Robotics and Automation, vol. 10, pp. 605-620, 1994.
- [5] X. Liu and M. Tavakoli, "Adaptive inverse dynamics four-channel control of uncertain nonlinear teleoperation systems," Advanced Robotics, vol. 25, pp. 1729-1750, 2011.
- [6] X. Liu and M. Tavakoli, "Adaptive Control of Teleoperation Systems With Linearly and Nonlinearly Parameterized Dynamic Uncertainties," Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, vol. 134, p. 021015 (10 pages), 2012.
- [7] J. J. E. Slotine and W. Li, "Applied nonlinear control, Englewood Cliffs," USA: Prentice Hall, 1991.
- [8] H. C. Cho and J. H. Park, "Stable bilateral teleoperation under a time delay using a robust impedance control," Mechatronics, vol. 15, pp. 611-625, 2005.



شکل (۱۲) - خطای مطلق تعقیب نیرو، $|f_h - f_e|$ برای دو نوع کنترلر تطبیقی و PID

در مجموع، بر اساس اثبات پایداری صورت گرفته بر مبنای تابع لیاپانوف و شبیه‌سازی‌های انجام شده، کنترلر دوجانبه‌ی تطبیقی ارائه شده به اهداف خود که شناسایی پارامترهای مدل بافت، تعقیب مسیر و تعقیب نیرو است، دست یافته است. همچنین این کنترلر دوجانبه در این شرایط به شفافیت ایده‌آل که حس لامسه‌ی کامل جراح از بافت نرم را به همراه دارد، دست یافته است.

۴- نتیجه‌گیری و بیان دستاوردها

در این پژوهش، یک روش کنترل دوجانبه‌ی تطبیقی غیرخطی برای سیستم‌های جراحی رباتیک از راه دور ارائه شد. در این روش، پارامترهای امپدانس ربات راهبر بر اساس شناسایی بلادرنگ پارامترهای بافت نرم تنظیم می‌گردند. مدل ویسکوالاستیک فرض شده برای بافت نرم، مدل کلین-بُلترمن است که کلی‌ترین مدل ویسکوالاستیک خطی را بیان می‌کند. علاوه بر این، چون در جراحی ممکن است قسمتی از بافت در گیره‌ی سر ابزار قرار گرفته باشد و یا نیاز به گرفتن بافت‌های حجیم باشد، جمله‌ی اینرسی نیز به مدل کلین-بُلترمن بافت اضافه شد تا اینرسی بافت قرار گرفته در گیره‌ی ابزار نیز به جراح منتقل شود. در این روش با استفاده از شناسایی پارامترهای مدل ویسکوالاستیک بافت نرم در سمت ربات پیرو و شبیه‌سازی آنها در زیر دست جراح، با استفاده از کنترلر امپدانس ربات راهبر، حس لامسه‌ی ایده‌آل برای جراح ایجاد گردید. از طرف دیگر، ربات پیرو نیز مسیر ربات راهبر را تعقیب می‌کند (عملکرد تعقیب مسیر). در نهایت با استفاده

- [14] O. Khatib, "Unified approach formation and force control of robot manipulators: The operational space formulation," *IEEE journal of robotics and automation*, vol. RA-3, pp. 43-53, 1987.
- [15] M. Sharifi, S. Behzadipour, and G. R. Vossoughi, "Model reference adaptive impedance control of rehabilitation robots in operational space," *Proc. 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, pp. 1698-1703, 2012.
- [16] M. Sharifi, S. Behzadipour, and G. R. Vossoughi, "Nonlinear model reference adaptive impedance control for human-robot interactions," *Control Engineering Practice*, vol. 32, pp. 9-27, 2014.
- [17] M. Sharifi, S. Behzadipour, and G. R. Vossoughi, "Model reference adaptive impedance control in Cartesian coordinates for physical human-robot interaction," *Advanced Robotics*, vol. 28, pp. 1277-1290, 2014.
- [9] J. J. Abbott and A. M. Okamura, "Pseudo-admittance Bilateral Telemanipulation with Guidance Virtual Fixtures," *International Journal of Robotics Research*, vol. 26, pp. 865-884, 2007.
- [10] L. Barbe, B. Bayle, M. D. Mathelin, and A. Gangi, "In Vivo Model Estimation and Haptic Characterization of Needle Insertions," *International Journal of Robotics Research*, vol. 26, pp. 1283-1301, 2007.
- [11] P. Moreira, L. Chao, N. Zemiti, and P. Pognet, "Soft tissue force control using active observers and viscoelastic interaction model," *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4660-4666, 2012.
- [12] 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, pp. 1707-1716, 2004.
- [13] Y. Kobayashi, A. Onishi, T. Hoshi, K. Kawamura, M. Hashizume, and M. Fujie, "Development and validation of a viscoelastic and nonlinear liver model for needle insertion," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 4, pp. 53-63, 2009.