



Fuzzy Force Field Control Design for Lower Limb Rehabilitation Robot

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Moafi S.A.¹ MSc,

Najafi F.^{*1} PhD

How to cite this article

Moafi S.A, Najafi F. Fuzzy Force Field Control Design for Lower Limb Rehabilitation Robot. Modares Mechanical Engineering, 2020;20(2):475-484.

¹Dynamics, Control & Vibration Department, Mechanical Engineering Faculty, Guilan University, Rasht, Iran

*Correspondence

Address: Dynamics, Control & Vibration Department, Mechanical Engineering Faculty, Guilan University, Rasht, Iran. Postal code : 4199613776

Phone: -

Fax: -

fnajafi@guilan.ac.ir

Article History

Received: November 18, 2018

Accepted: May 23, 2019

ePublished: February 01, 2020

ABSTRACT

In this paper, an intelligent powerful control scheme is presented for a lower-limb rehabilitation robot. The focus of this study is on maintaining patient safety, focusing on the concept of assist as needed to improve the efficacy of robotic rehabilitation exercises and intelligent controller behavior. The proposed control scheme consists of force field control and fuzzy logic control. Gravity compensation, friction forces, and interaction torque have been considered to the dynamic model of the system. The force field control method creates a virtual wall along the desired trajectory in the sagittal plane that can guide the patient's gait. Force field control parameters are selected using the fuzzy logic control rules to improve the concept of assist as needed for the rehabilitation robot in order to make a freedom of action for the patient. Therefore, the fuzzy logic control algorithm was proposed to improve the behavioral quality of the rehabilitation robot depending on the patient's ability in the gait process. In this regard, the proposed control scheme has been implemented for the lower-limb rehabilitation robot system. Simulation results show the efficiency of the proposed controller to improve the quality of motorized gait training.

Keywords Lower-Limb Rehabilitation Robot; Force Field Control; Fuzzy Logic

CITATION LINKS

[1] Treadmill training of paraplegic patients using a robotic ... [2] Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton ... [3] Robot assisted gait training with active leg exoskeleton ... [4] Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to ... [5] Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory ... [6] Gait rehabilitation machines based on programmable ... [7] Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait ... [8] Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying ... [9] A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation ... [10] Parametric model of human constrained gait with implementation on exoped ... [11] Rehabilitation robots control in gait training exercises on ... [12] Identification and torque control of series elastic actuator of lower limb extremity ... [13] Robust nonlinear control of an intrinsically compliant robotic gait training ... [14] Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic- and therapist-assisted ... [15] Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait ... [16] A rehabilitation robot with force- position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy ... [17] Control of knee rehabilitation robot based on combination of backstepping and ... [18] Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation ... [19] Adaptive human-robot interaction control for robots driven by series elastic ... [20] Interconnection and damping assignment passivity-based impedance control of a ... [21] EMG-based model predictive control for physical human-robot ... [22] Adaptive impedance control of a robotic orthosis for gait ... [23] Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental ... [24] Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait ... [25] A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait ... [26] Reference trajectory generation for rehabilitation robots: Complementary limb ... [27] Evaluation of a virtual model control for the selective support of gait functions using ... [28] Controllable workspace generation for cable-driven rehabilitation robot using ... [29] Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg ... [30] Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait ... [31] Toward EMG-controlled force field generation for training and rehabilitation: ... [32] Development of a target tracking upper-limb therapeutic robot with circulating ... [33] The mass and inertia characteristics of the main segments of the ...

طراحی ساختار فازی کنترل میدان نیرو برای ربات توانبخشی پایین تنه

سیدعلی معافی MSc

گروه دینامیک، کنترل و ارتعاشات، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

فرید نجفی PhD

گروه دینامیک، کنترل و ارتعاشات، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

چکیده

در این مقاله هدف ارایه ساختار کنترلی هوشمند و قدرتمند برای کنترل ربات توانبخشی پایین تنه است. مورد توجه در این پژوهش حفظ ایمنی بیمار، توجه به مفهوم کمک به مقدار نیاز به منظور ارتقای کارایی تمرین‌های رباتیک توانبخشی و هوشمندسازی رفتار کنترلر است. ساختار کنترلی پیشنهادی متشکل از کنترل میدان نیرو و استراتژی منطق فازی است. علاوه بر این تمامی عوامل تأثیرگذار بر دینامیک سیستم از قبیل نیروی گرانشی، نیروی اصطکاک و گشتاور تعاملی بین ربات و انسان در مدل‌سازی آن لحاظ شده است. روش کنترلی میدان نیرو با ایجاد یک نوار مجازی حول مسیر حرکت راه رفتن، میدان نیرویی را ایجاد می‌کند که می‌تواند پای بیمار را تحت شرایط مورد نظر طراح، در راستای مسیر مرجع هدایت نماید. در این مقاله به منظور تحقق هدف کمک به مقدار نیاز، برای تأمین آزادی عمل بیشتر بیمار، پارامترهای تعیین‌کننده کنترلر میدان نیرو به کمک کنترل فازی انتخاب می‌شوند. در این وضعیت الگوریتم فازی برای افزایش کیفیت رفتار ربات توانبخشی که با توجه به میزان توانایی بیمار تطبیق‌پذیر است پیشنهاد شد. در همین راستا ساختار کنترلی پیشنهادی روی سیستم دینامیکی ربات توانبخشی پایین تنه پیاده‌سازی شده است. همچنین نتایج حاصل از شبیه‌سازی به‌خوبی نشان‌دهنده میزان کارایی کنترلر در انجام هرچه با کیفیت‌تر فرآیند گام‌برداری بیمار است.

کلیدواژه‌ها: ربات توانبخشی پایین تنه، کنترل میدان نیرو، منطق فازی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۷/۸/۲۲

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۳/۲

*نویسنده مسئول: fnajafi@guilan.ac.ir

۱- مقدمه

سکته مغزی، ضایعه نخاعی، اختلالات عضلانی و عمل جراحی از جمله عواملی هستند که بعد از آنها عضوی از بدن قابلیت حرکت خود را از دست می‌دهد. در این شرایط بیمار برای بازیابی توانایی حرکتی خود، نیاز به انجام تمرینات تکراری مداوم دارد. از آنجا که فیزیوتراپی فرآیندی خسته‌کننده و پرهزینه است و به دلیل پایین‌آمدن کیفیت درمان با خستگی فیزیوتراپ و همچنین کمبود متخصص در این زمینه، در سال‌های اخیر استفاده از ربات‌ها مورد توجه قرار گرفته است.

ربات‌های متنوعی نظیر لوکومات، بلیکس، الکس، رتومابیولاتور، لوكوهلپ، گیت ترینر، لوپز، هپتیک واکر، کافو، لوكوایران، آرمان و ربات پوشیدنی دانشگاه صنعتی شریف از جمله ربات‌هایی هستند که برای اندام پایین‌تنه به‌منظور توسعه تمرین‌های رباتیک توانبخشی ساخته شده و مورد استفاده قرار گرفته‌اند [1-12]. انواع ربات‌های موجود را می‌توان به دو دسته ربات‌های پوشیدنی و

ربات‌هایی که در عضو پایانی عمل توانبخشی را انجام می‌دهند، تقسیم کرد.

هدف نهایی در توانبخشی رباتیکی این است که ربات مانند یک فیزیوتراپ مجرب با بیمار تعامل داشته باشد که برای نزدیک‌شدن به این هدف باید استراتژی‌های کنترلی مناسبی اتخاذ و پیاده‌سازی شود. از آنجایی که ربات در تعامل مستقیم با انسان قرار دارد، استراتژی کنترلی باید به گونه‌ای عمل کنند که سیستم تعامل ربات و انسان با ضریب اطمینان بالایی ایمنی بیمار را تأمین کند. نکته دیگر حائز اهمیت در بخش کنترلی این دسته از ربات‌ها این است که امکان مشارکت هرچه بیشتر بیمار در فرآیند توانبخشی ایجاد شود. این ویژگی از دو جنبه مؤثر و مفید است. اول اینکه بیمار را برای ادامه فرآیند توانبخشی که در حالت عادی فرآیندی تکراری و خسته‌کننده است، ترغیب می‌نماید و دوم اینکه تحریکات بیشتر سیستم عصبی مرکزی را در پی دارد که باعث تسریع در روند بهبود بیمار می‌شود. از این رو، توسعه روش‌های کنترلی برای ربات‌های توانبخشی پایین‌تنه به‌منظور دستیابی به اهداف مذکور حائز اهمیت است.

از پایه‌ای‌ترین روش‌های کنترل ربات‌های توانبخشی، روش کنترل موقعیت است [13]. این روش از دقت بالایی در دنبال‌کردن مسیر مرجع برخوردار است. از آنجا که در روش کنترل موقعیت، به ازای کوچک‌ترین انحراف یا از مسیر مرجع، با اعمال گشتاور بسیار بزرگ، پای بیمار به مسیر اصلی بازگردانده می‌شود، بیمار مجبور می‌شود برای هماهنگ‌شدن با حرکت ربات سطح فعالیت خود را حین تمرین کاهش دهد یا به‌طور کلی تسلیم حرکت ربات شود [14]. از آنجایی که هیچ بازخوردی از میزان نیروی اعمالی از طرف عملگرها به اعضای بیمار وجود ندارد، از لحاظ ایمنی ایراداتی وارد است. به‌منظور رفع نقاط ضعف این روش کنترلی، روش‌های منعطف بسیاری ارایه شده‌اند که به بیمار امکان دهند که متناسب با میزان توانایی که دارد، بر الگوی راه‌رفتن خود تأثیر بگذارد و آن را به‌دلخواه تغییر دهد. کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو از جمله روش‌های کنترلی پرکاربرد در ربات‌های توانبخشی پایین‌تنه است [15، 16]. در این روش کنترلی دو حلقه جداگانه موقعیت و نیرو وجود دارد و سعی می‌شود ضمن ردیابی مسیر مرجع توسط ربات، نیروی تماسی مشخصی بین ربات و پای بیمار اعمال شود. داشتن دو حلقه جداگانه، باعث پیچیدگی ساختار کلی کنترلی می‌شود و دنبال‌کردن نیروی مطلوب در این شرایط نسبتاً دشوار است. اما روش کنترل امیدانس یا ادمیتانس از مناسب‌ترین روش‌های کنترلی برای کاربردهای رباتیک در تعامل با انسان، به‌ویژه ربات‌های توانبخشی است [17، 17]. با کمک کنترل امیدانس، دینامیک بین موقعیت ربات و نیروی تماسی آن با بیمار تنظیم شود. نتیجه پیاده‌سازی کنترلرهای امیدانسی، رفتار منعطف و قابل تنظیم ربات با توجه به خواسته‌های بیمار است. در حجم بالایی از پژوهش‌هایی صورت‌گرفته روی ربات‌های توانبخشی، از رویکرد امیدانسی برای کنترل تعامل بین ربات و انسان استفاده شده است [18-20].

بر حرکت بیمار به دست می‌آید و می‌تواند به الگوهای راه رفتن نامطلوب توسط بیماران منجر شود. بنابراین باید دقت شود ضمن فراهم کردن امکان مشارکت بیمار در حین فرآیند توانبخشی، نقش کنترلی ربات در برقراری الگوی صحیح راه رفتن کم‌رنگ نشود.

در این مقاله روشی نوین برای کنترل فرآیند گام برداشتن در ربات‌های توانبخشی پایین‌تنه ارائه شده است که علی‌رغم فراهم نمودن آزادی عمل برای بیمار در راه رفتن، اما همچنان محتاط عمل کرده و از خطر ایجاد الگوی نادرست جلوگیری می‌کند.

روش پیشنهادی در قالب ساختاری ارائه شده است که چهار بخش دارد. بخش اصلی که کنترلر بر پایه آن بنا نهاده شده است، شامل پیاده‌سازی مفهوم میدان نیرو است. چگونگی تعریف این میدان نیرو به تفصیل در بخش سوم مقاله آورده شده است. بخش دوم که یکی از رویکردهای اصلی مقاله است، مربوط به طراحی منطق فازی برای بهبود عملکرد کنترلر میدان نیرو، با در نظر گرفتن معیار "کمک به مقدار نیاز"، در انجام فرآیند گام برداشتن است. همچنین سیگنال مربوط به گشتاورهای تعاملی بین ربات و پای بیمار محاسبه می‌شود. اختلاف ناشی از این سیگنال و گشتاور محاسبه شده توسط کنترلر به عنوان خطا وارد بلوک تناسبی-انتگرالی می‌شود و سیگنال خروجی این بلوک به صورت جداگانه به گشتاور محاسبه شده توسط کنترلر افزوده می‌شود. اما بخش پایانی ساختار کنترلی شامل افزودن جملات جبران‌ساز جاذبه و اصطکاک است. در این بخش نیروی جاذبه و نیروی اصطکاک به صورت جداگانه از روی دینامیک سیستم محاسبه شده و سیگنال‌های ناشی از آنها به عنوان جبران‌ساز به مقدار نیروی کنترلر افزوده می‌شود.

نوآوری و ساختار پیشنهادی را می‌توان اینگونه بیان نمود که با توجه به انتخاب هوشمند ضرایب کنترلر توسط منطق فازی (که بر اساس داده‌های مربوط به موقعیت و سرعت لحظه‌ای پای بیمار صورت می‌گیرد)، این امکان به بیمار داده خواهد شد که علاوه بر حرکت منعطف نسبت به مسیر مرجع ورودی، سرعت گام برداشتن خود را نیز تغییر دهد. بنابراین، می‌توان ادعا کرد که عملکرد عملگرهای ربات، بر اساس میزان توانمندی فیزیکی بیمار تنظیم می‌شوند. به بیان دیگر، تلاش شده است تا مفهوم مشارکت بیمار در فرآیند گام برداشتن، ضمن حفظ مسئولیت فرماندهی ربات، با کیفیت قابل قبولی پیاده شود.

۲- مدل دینامیکی ربات و پای انسان

بازوهای ربات توانبخشی پایین‌تنه شبیه به مکانیزم پاندول دوگانه مدل می‌شوند که شماتیک آن در شکل ۱ نشان داده شده است و پارامترهای آورده شده در این شکل در قالب جدول ۱ معرفی شده‌اند.

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) = \tau \quad (1)$$

که در آن $\theta = [\theta_1 \ \theta_2]^T$ و همچنین M ماتریس اینرسی، C ماتریس نشان‌دهنده جمله‌های کریولیس و گریز از مرکز و G ماتریس گرانش هستند. همچنین پارامتر τ بیانگر گشتاور کنترلی است که موتورهای ربات آن را تامین می‌کنند. با توجه

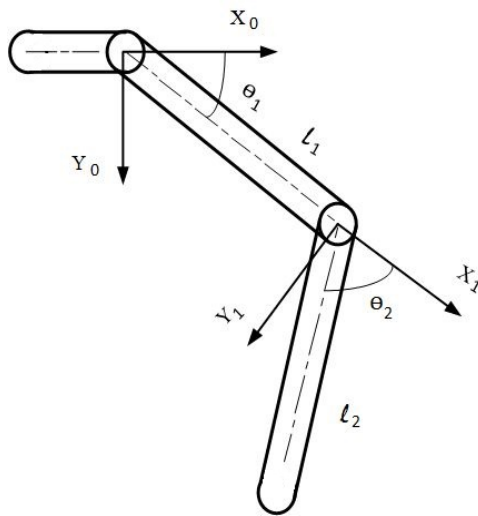
روش‌های مبتنی بر سیگنال‌های الکترومیوگرافی نیز روی ربات‌های توانبخشی پایین‌تنه مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند^[21]. در این روش بعد از شناسایی سیگنال‌های دریافتی از بدن بیمار، رفتار بیمار تخمین زده شده و نیروی عملگرهای ربات متناسب با این سیگنال‌ها به بیمار اعمال می‌شود. برای بیان ایرادات این روش می‌توان به این نکته اشاره کرد که دقت آن وابسته به شناسایی دقیق سیگنال‌ها و تخمین درست رفتار بیمار است.

همچنین استفاده از استراتژی‌های کنترل تطبیقی در ربات‌های توانبخشی رواج دارد^[22]. مسیر حرکت ربات^[23]، دوره زمانی گام برداشتن^[24]، و ضرایب کنترلر امیدانس^[22] از رایج‌ترین پارامترهای مورد بررسی در روش‌های کنترلی تطبیقی هستند. به‌طور مثال بیمار می‌تواند مسیر مرجع اولیه را به گونه‌ای تغییر دهد که به کاهش نیروی اعمالی از سوی ربات منجر شود^[23]. بنابراین هرچه بیمار توانایی بیشتری از خود نشان دهد، این امکان وجود دارد که نیروهای تماسی بین ربات و بیمار کاهش یابد. در روش کنترل مسیر تطبیقی‌پذیر، بیمار علاوه بر انحراف محدود از مسیر مرجع، می‌تواند سرعت گام برداشتن خود را نیز تغییر دهد^[24]. در غالب موارد کاربردهای کنترل تطبیقی، تلاش شده است که بیمار بیشترین درصد مشارکت در فرآیند راه رفتن را داشته باشد و وابستگی آن به ربات کاهش یابد. علاوه بر این، رویکردهای متفاوت دیگری ارائه شده‌اند که اجازه می‌دهند بیمار دوره زمانی گام برداشتن خود را نیز متفاوت از مسیر مرجع انتخاب کند. در روش کنترل موقعیت منعطف با الگوریتم همزمان‌کننده^[25]، بیمار می‌تواند به صورت تدریجی بر دوره زمانی مسیر مرجع تاثیر بگذارد و آن را به دلخواه خود تغییر دهد. در روش‌های تولید مسیر خودکار^[26] و کنترل مدل مجازی^[27]، مسیر مطلوب مستقل از زمان تعریف می‌شود؛ در نتیجه بیمار در تنظیم سرعت راه رفتن خود کاملاً آزاد است. تولید یک فضای کنترل‌پذیر برای ربات کابلی توانبخشی پایین‌تنه^[28] یکی دیگر از ایده‌های کاربردی برای ایجاد مسیر منعطف بوده است. همچنین در مرجع^[11]، استفاده از ساختاری متشکل از روش شبکه عصبی برای تشخیص فاز راه رفتن، منجر به ایجاد مسیر مرجعی مستقل از زمان شده است.

در روش کنترل میدان نیرو^[3]، نیرویی در اطراف مسیر مرجع تعریف می‌شود تا پای بیمار را روی مسیر نگه دارد، اما بیمار برای حرکت روی مسیر مرجع آزاد است و همچنین امکان تغییر در دوره زمانی گام برداشتن وجود دارد. این کنترلر به گونه‌ای عمل می‌کند که به پای بیمار روی مسیر مرجع امیدانس صفر اعمال می‌شود و با فاصله گرفتن از مسیر مرجع، امیدانس اعمالی افزایش پیدا خواهد کرد. این رویکرد کنترلی برای اولین بار به صورت عملی روی ربات الکس پیاده‌سازی شده است^[29]. بعد از آن نیز به دفعات روی ربات‌های مختلف توانبخشی آزمایش شده است^[30-32].

در روش‌های ارائه شده فوق، آزادی عمل کافی برای بیماران فراهم شده است تا بتوانند بر مسیر مرجع و دوره زمانی گام برداشتن خود تاثیر بگذارند. اما این آزادی عمل بیشتر در ازای کاهش کنترل ربات

بنابراین با اندازه‌گیری مقادیر نام‌برده‌شده، پارامترهای مورد نظر برای هر بیمار محاسبه می‌شود و سپس با جای‌گذاری این مقادیر در معادلات (۵) تا (۷) ماتریس‌های مربوط به دینامیک پای بیمار به‌دست می‌آیند.



شکل (۱) شماتیک ربات توانبخشی پایین‌تنه

جدول (۱) معرفی پارامترهای مدل ربات

پارامتر مدل	معرفی پارامتر
(X_0, Y_0)	دستگاه مرجع نصب‌شده روی مفصل لگن
(X_1, Y_1)	دستگاه مرجع نصب‌شده روی مفصل زانو
θ_1	زاویه بازوی ران نسبت به X_0
θ_2	زاویه بازوی ساق نسبت به X_1
l_1	طول بازوی ران
l_2	طول بازوی ساق

جدول (۲) ضرایب ثابت برای محاسبه خواص جرمی ران پای انسان^[33]

پارامتر	ضریب ثابت I_f	ضریب ثابت مرکز جرم	ضریب ثابت جرم
B_0	-۶۷۷۴	-۳/۶۵۵	-۱۷/۸۱۹
B_1	۸۸/۴	۰/۴۷۸	۰/۱۵۳
B_2	۳۸/۶	-۰/۰۷	۰/۲۳
B_3	۷۸	۳۸/۶	۰/۳۶۷

جدول (۳) ضرایب ثابت برای محاسبه خواص جرمی ساق پای انسان^[33]

پارامتر	ضریب ثابت I_f	ضریب ثابت مرکز جرم	ضریب ثابت جرم
B_0	-۱۴۸۹	۰/۰۹۳۷	-۶/۰۱۷
B_1	۲۸/۹۷	۰/۳۹۶	۰/۰۶۷۵
B_2	۶/۴۸	۰/۰۶۴	۰/۰۱۴۵
B_3	۲۱/۵	-۰/۰۴۱	۰/۲۰۵

۳- طراحی استراتژی کنترلی

در این بخش، ابتدا ساختار کلی روش کنترلی پیشنهادی برای ربات توانبخشی پایین‌تنه تشریح می‌شود. سپس جزئیات عملکرد آن مورد بررسی قرار می‌گیرد. چگونگی رفتار کنترل میدان نیرو و لزوم انتخاب درست پارامترهای تاثیرگذار در آن، شرح داده شده است. در نهایت نحوه طراحی و پیاده‌سازی منطق فازی آورده شده است.

به در نظر گرفتن بازخورد جبران‌ساز اصطکاک در ساختار کنترلی از افزودن ماتریس مربوط به نیروهای اصطکاکی در معادله دینامیکی سیستم صرف‌نظر شده است. همچنین ماتریس‌های معرفی‌شده برای مجموع بازوهای ربات و پای انسان تعریف شده‌اند و به‌صورت معادلات (۲) تا (۴) تعریف می‌شوند.

$$M = M_R + M_H \quad (۲)$$

$$C = C_R + C_H \quad (۳)$$

$$G = G_R + G_H \quad (۴)$$

که در آنها جملات با زیرنویس R ، ماتریس‌های متعلق به ربات و جملات با زیرنویس H ، ماتریس‌های متعلق به پای انسان هستند. بعد از محاسبه انرژی‌های جنبشی و پتانسیل ربات و قراردادن آنها در معادلات اولیه- لاگرانژ جملات مربوط به ماتریس‌های ربات به‌دست می‌آیند که در معادلات (۵) تا (۷) آورده شده‌اند.

$$M_R = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \quad (۵)$$

$$M_{11} = m_1 l_{c1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_{c2}^2 + 2l_1 l_{c2} \cos(\theta_2)) + I_1 + I_2$$

$$M_{12} = M_{21} = m_2 (l_1 l_{c2} \cos(\theta_2) + l_{c2}^2) + I_2$$

$$M_{22} = m_2 l_{c2}^2 + I_2$$

$$C_R = \begin{bmatrix} -2m_2 l_1 l_{c2} \sin(\theta_2) \dot{\theta}_2 & -m_2 l_1 l_{c2} \sin(\theta_2) \dot{\theta}_2 \\ m_2 l_1 l_{c2} \sin(\theta_2) \dot{\theta}_1 & 0 \end{bmatrix} \quad (۶)$$

$$G_R = \begin{bmatrix} m_1 g l_{c1} \cos(\theta_1) + m_2 g (l_1 \cos(\theta_1) + l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2)) \\ m_2 g l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (۷)$$

l_{c1} و l_{c2} مرکز جرم بازوهای ران و ساق هستند که با توجه به کوچک‌بودن پهنای بازوها نسبت به طول آنها با تقریب خیلی خوبی به‌ترتیب برابر با نصف طول بازوی ران و بازوی ساق در نظر گرفته شده‌اند. I_1 و I_2 نیز به‌ترتیب ماتریس‌های اینرسی بازوی ران و ساق در مرکز جرم آنها هستند.

از آنجا که مکانیزم ربات و پای بیمار مشابه است، معادلات (۵) تا (۷) توصیف‌کننده پارامترهای مربوط به پای انسان نیز هستند و تنها باید خواص جرمی عضوهای ران و ساق و طول آنها در معادلات قرار داده شوند. خواص جرمی شامل جرم، مرکز جرم، ممان اینرسی (I_f) هستند و برای محاسبه آنها از معادله (۸) استفاده شده است^[33].

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2 + B_3 X_3 \quad (۸)$$

این معادله برای ساق و ران پا قابل استفاده است. ضرایب ثابت B برای هر بخش موجود است و X_1 تا X_3 باید برای هر بخش اندازه‌گیری شود. برای ران پا، X_1 طول ران، X_2 قطر پایینی ران (اندازه‌گیری‌شده در بالای مفصل زانو) و X_3 طبق رابطه (۹) به‌دست می‌آید.

$$X_3 = \frac{C_1 + C_2 + C_3}{3} \quad (۹)$$

در این معادله، C_1 محیط پایینی ران، C_2 محیط بالایی ران و C_3 محیط بخش میانی ران هستند. ضرایب B_0 تا B_3 برای محاسبه هر یک از خواص جرمی در جدول ۲ آورده شده است. برای ساق پا، X_1 طول ساق، X_2 قطر پایینی ساق (اندازه‌گیری‌شده روی قوزک پا) و X_3 طبق رابطه (۸) به‌دست می‌آید که در این معادله، C_1 محیط پایینی ساق، C_2 محیط بالایی ساق و C_3 محیط بخش میانی ساق هستند. ضرایب B_0 تا B_3 نیز در جدول ۳ آورده شده است.

با توجه به بلوک دیاگرام ساختار کنترلی (نشان داده شده در شکل ۲)، مقدار سیگنال کنترلی τ_a با توجه به معادله (۱۱) حاصل می شود.

$$\tau_a = \begin{bmatrix} \tau_{a1} \\ \tau_{a2} \end{bmatrix} = J(\theta)^T F + G(\theta) \quad (11)$$

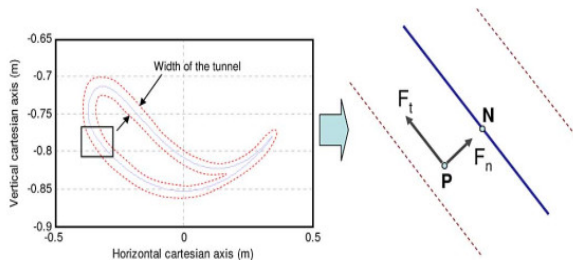
که در آن $J(\theta)$ ماتریس ژاکوبین ربات و $G(\theta)$ گشتاور جبران ساز جاذبه هستند. همچنین پارامتر F مقدار نیروی به دست آمده از کنترلر میدان نیرو است. در نهایت با توجه به الگوریتم کنترلی طراحی شده، مقدار گشتاور کنترلی که باید توسط موتورهای ربات تامین شود از رابطه (۱۲) محاسبه می شود.

$$\tau_m = \begin{bmatrix} \tau_{m1} \\ \tau_{m2} \end{bmatrix} = \tau_a + \left(K_p + \frac{K_I}{s}\right)(\tau_a - \tau_{int}) + J(\theta)^T F_f \quad (12)$$

پارامترهای K_p و K_I به ترتیب ضرایب کنترلر تناسبی و انتگرالی هستند که بلوک مربوط به آن در شکل ۲ آورده شده است.

۲-۳- کنترلر میدان نیرویی

در روش کنترلر میدان نیرو، یک نوار مجازی در اطراف مسیر مرجع حرکت پا ایجاد می شود. شمایکی از این نوار مجازی در شکل ۳ نشان داده شده است. کنترلر با استراتژی ایجاد یک میدان نیرویی، به ربات کمک می کند تا پای بیمار را در راستای این نوار مجازی هدایت کند. این نیرو شامل جملات نیروی عمودی (F_n)، نیروی مماسی (F_t) و نیروی میراکننده (F_d) است. در ادامه هر یک از این نیروها به تفصیل شرح داده می شود.



شکل ۳) شماتیک نوار مجازی ایجاد شده توسط استراتژی کنترلی میدان نیرو [29]

در شکل ۳، نقطه P نشان دهنده موقعیت فعلی مچ پای بیمار در صفحه کارتیزین است و N نزدیک ترین نقطه از بین نقاط روی مسیر مرجع نسبت به نقطه P است. $\hat{n}$ بردار یک خط واصل بین دو نقطه P و N است. همچنین $\hat{t}$ بردار یک راستای مسیر مطلوب در نقطه N است. F_n نیروی بازدارنده از دور شدن پا نسبت به مسیر مرجع بوده که در راستای $\hat{n}$ وارد می شود. علاوه بر این، نیروی مماس F_t بر مسیر وارد می شود که وظیفه آن کمک به پا در حرکت به جلو است. نیرو میراکننده (F_d) نیز برای تضمین پایداری سیستم اعمال می شود.

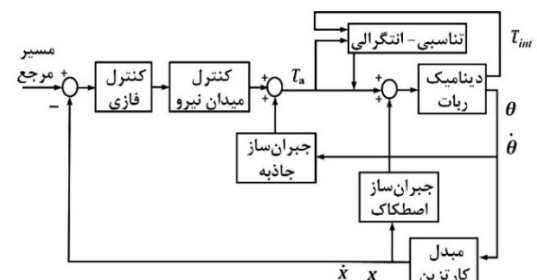
مقدار نیروی F_n طبق معادله (۱۳) به دست می آید.

$$F_n = \left| \left(\frac{d}{d_n} \right)^n \right| \hat{n} \quad (13)$$

در معادله (۱۳)، d فاصله بین نقاط P و N است و پارامتر n شدت افزایش نیروی بازگرداننده را نشان می دهد. هرچه مقدار n بزرگتر باشد، شیب نوار مجازی بیشتر است و همچنین پهنای آن به عدد

۱-۳- ساختار کلی کنترلر

همان طور که پیش از این در بخش اول شرح داده شد، استراتژی کنترلی که در این مقاله در نظر گرفته شده است، بر پایه روش کنترلر میدان نیرو است که در آن ضرایب کنترلر با کمک منطق فازی تنظیم می شوند. علاوه بر این از جملات کنترلر تناسبی-انتگرالی و همچنین جبران ساز جاذبه و جبران ساز نیروی اصطکاک استفاده شده است. دیاگرام جعبه ای ساختار کنترلی پیشنهادی در شکل ۲ نشان داده شده است.

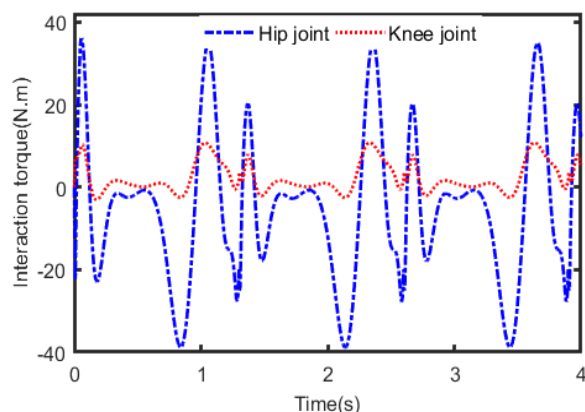


شکل ۲) دیاگرام جعبه ای ساختار کنترلی پیشنهادی

در شکل ۲، پارامترهای θ و $\dot{\theta}$ به ترتیب موقعیت و سرعت زاویه ای مفاصل ربات، $\dot{x}$ و $\ddot{x}$ به ترتیب موقعیت و سرعت خطی مچ پا و τ_{int} گشتاور تماسی بین ربات و پای بیمار هستند. از آنجایی که مقدار τ_{int} هنگام تعامل ربات با بیمار به دست می آید، برای شبیه سازی باید از توابع مناسبی برای جایگزینی آن استفاده نمود. برای تولید یک نمونه گشتاور تعاملی، ربات به تنهایی و بدون در نظر گرفتن بیمار در حالت امپدانس بالا اجرا شده است و گشتاور خروجی کنترلر به عنوان گشتاور تعاملی بین ربات و انسان در نظر گرفته شده است. نمودار رفتار گشتاور تماسی برای زمان ۴ ثانیه در نمودار ۱ نشان داده شده است. همچنین با در نظر گرفتن عواملی همچون اصطکاک در عملکرد (موتور الکتریکی) و مکانیزم انتقال قدرت (تسمه و پولی-پیچ و مهره غلتشی) و همچنین اصطکاک معمول در مفاصل ربات، رابطه نیروی اصطکاک طبق معادله (۱۰) آورده شده است [29].

$$F_f = K_{fs} \text{sgn}(\dot{y}) + K_{fd} \dot{y} \quad (10)$$

که در آن، $\dot{y}$ بیانگر سرعت خطی عملگرهای ربات است و K_{fs} و K_{fd} ضرایب ثابت هستند.



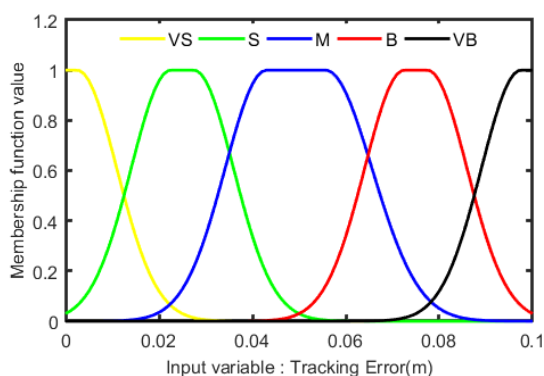
نمودار ۱) نمودار تغییرات گشتاور تعاملی ربات و پای بیمار

بررسی عوامل یادشده است.

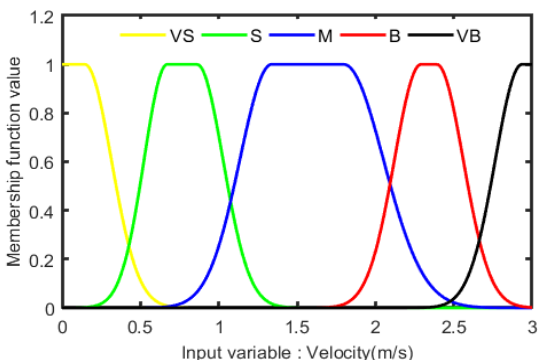
۳-۳- طراحی منطق فازی

ورودی‌های در نظر گرفته شده برای منطق فازی دو پارامتر خطای ردیابی مسیر مرجع (d) و سرعت خطی حرکت پا (V) هستند. همچنین خروجی‌های الگوریتم فازی دو پارامتر K_{Ft} و D_n هستند. برای هر کدام از ورودی‌ها، سیستم فازی پنج تابع عضویت خیلی کوچک (VS)، کوچک (S)، متوسط (M)، بزرگ (B) و خیلی بزرگ (VB) در نظر گرفته شده است. برای خروجی D_n نیز همین توابع عضویت به کار رفته است و تنها برای خروجی K_{Ft} سه تابع عضویت کوچک (S)، متوسط (M)، بزرگ (B) در نظر گرفته شده است. نوع توابع عضویت و تعداد آنها بر اساس آزمایشات فراوان صورت گرفته روی سیستم دینامیکی ربات توانبخشی و با سعی و خطا انتخاب شده‌اند. رفتار توابع عضویت در بازه تغییرات پارامترها به صورت گوسین است که نمودار تغییرات آنها در نمودارهای ۲ تا ۵ نشان داده شده است. انتخاب تابع گوسین به دلیل فراهم نمودن پخش مناسب داده‌های ورودی و خروجی (در هنگام فازی سازی و غیرفازی سازی) در گستره تغییرات آنها است. همچنین از رابط فازی نوع ممدانی برای محاسبات فازی استفاده شده است.

با توجه به توابع عضویت تعریف شده برای ورودی‌ها و خروجی‌های مورد نظر تعداد ۲۵ قانون نوشته شده است که در مجموع تعیین کننده داده‌های خروجی فازی (پهنای باند نوار مجازی و ضریب تناسب نیروی مماسی) هستند. قوانین نوشته شده در قالب جداول ۴ و ۵ آورده شده‌اند.



نمودار (۲) نمودار رفتار توابع عضویت ورودی اول کنترلر فازی



نمودار (۳) نمودار رفتار توابع عضویت ورودی دوم کنترلر فازی

D_n نزدیک تر می‌شود. با افزایش d ، مقدار F_n افزایش می‌یابد و حداکثر به یک مقدار آستانه از پیش تعیین شده می‌رسد.

نیروی F_t طبق معادله (۱۴) تعریف می‌شود که در آن پارامترهای K_{Ft} و D_t ثابت‌های رابطه نیروی مماسی هستند. در حالتی که $d = 0$ باشد، بیشینه نیروی مماسی به پا وارد می‌شود و در فاصله D_t از مسیر مرجع، مقدار نیروی مماسی برای هدایت پا به سمت جلو صفر می‌شود. با این الگوریتم فقط هنگامی به پا در حرکت رو به جلو کمک می‌شود که پا در محدوده نزدیک مسیر مرجع قرار داشته باشد.

$$F_t = \begin{cases} K_{Ft}(1 - d/D_t)\hat{t}, & \text{if } d/D_t < 1 \\ 0 & \text{Otherwise} \end{cases} \quad (14)$$

مقدار نیروی میراکننده نیز مطابق رابطه (۱۵) محاسبه می‌شود که متناسب با سرعت خطی حرکت مچ پای بیمار است. ضریب این تناسب ثابت K_d است که توسط طراح انتخاب می‌شود.

$$F_d = -K_d \dot{x} \quad (15)$$

بنابراین مجموع نیروهای محاسبه شده از کنترلر میدان نیرو به صورت معادله (۱۶) است.

$$F = F_n + F_t + F_d \quad (16)$$

۳-۳-۱- بررسی تاثیرات ضرایب

در معادلات (۱۳) و (۱۴)، پارامترهای D_n و D_t تعریف کننده پهنای نوار مجازی هستند. همین طور ضریب K_{Ft} قدرت نیروی مماسی در مسیر را مشخص می‌کند. پارامتر D_n بیشینه میزان انحراف پا از مسیر مرجع را مشخص می‌کند. کوچک بودن D_n به معنای کوچک بودن پهنای نوار مجازی است که در این شرایط کنترلر ربات را موظف می‌کند که پای بیمار را با کمترین میزان خطا نسبت به مسیر مرجع مطلوب هدایت کند. از طرفی دیگر، بزرگ بودن D_n این امکان را به بیمار می‌دهد تا بتواند مسیر مرجع را تغییر داده و درصد مشارکت خود را در فرآیند گام برداشتن افزایش دهد.

طبق معادله (۱۲)، نیروی مماسی وارده از سمت کنترلر، نسبت مستقیمی با ضریب K_{Ft} دارد. بنابراین هرچه مقدار این ضریب بزرگ تر باشد نیروی بزرگ تری در هر لحظه در راستای خط مماس بر مسیر مرجع به پای بیمار وارد می‌شود. در این شرایط کاهش یا افزایش مقدار ضریب K_{Ft} به طور مستقیم روی زمان سپری شده برای هر سیکل گام برداشتن تاثیرگذار است. به عبارت دیگر، می‌توان گفت که مقدار ضریب K_{Ft} تعیین کننده دوره تناوب راه رفتن است. بنابراین انتخاب مناسب مقدار این ضریب به کمک الگوریتم فازی، به منظور تنظیم سرعت گام برداشتن، در نظر گرفته شده است.

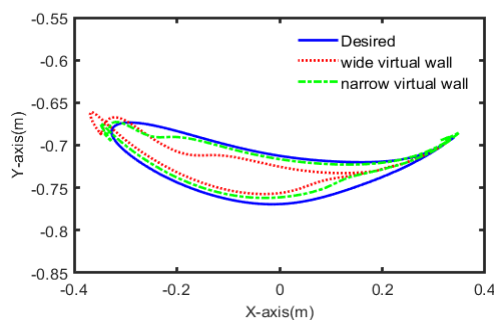
با در نظر داشتن معیارهایی همچون برقراری امکان مشارکت بیمار از طریق انعطاف در مسیر مرجع و دوره تناوب حرکت تکراری گام برداشتن، انتخاب صحیح پارامترهای مذکور در کیفیت عملکرد کنترلر تاثیرگذار هستند. سرعت حرکت پا و فاصله‌ای که از مسیر مرجع دارد، عواملی هستند که می‌توان ضرایب کنترلر را بر اساس مقادیر آنها انتخاب نمود. بنابراین یکی از رویکردهای اصلی این تحقیق هوشمندسازی انتخاب ثابت‌های K_{Ft} و D_n با توجه به

داده شد، به دست آمده‌اند. برای تنظیم ضرایب مربوط به بلوک تناسبی-انتگرالی در کنترلر، شبیه‌سازی‌های متعددی روی سیستم انجام شده و رفتار سیستم ارزیابی شده است. با توجه به ارزیابی‌های انجام‌شده مقدار این ضرایب به‌ترتیب برابر $K_P=4$ و $K_I=3$ در نظر گرفته شده است.

جدول ۶) مقادیر مربوط به پارامترهای دینامیکی ربات و پای انسان

پای انسان	ربات			پارامتر
	ران	بازوی دوم	بازوی اول	
ساق	۵/۰۳	۶/۸۱	۴/۷	جرم (Kg)
۰/۳۵	۰/۴۶	۰/۳۱	۰/۴۶	طول (m)
۰/۰۵	۰/۰۹۵	۰/۰۴۱	۰/۱۵۶	ممان اینرسی (Kg/m ²)

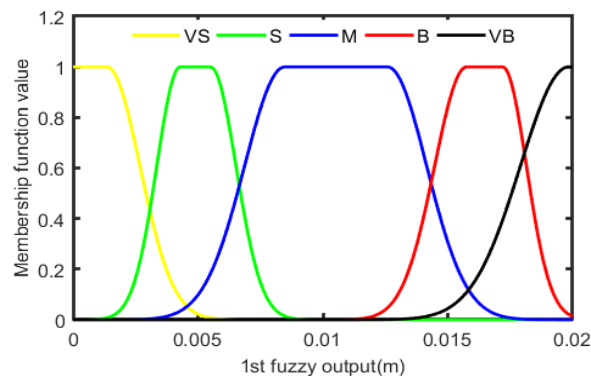
به‌منظور نشان‌دادن تاثیر تغییرات ضرایب کنترلر، ابتدا ضمن غیرفعال کردن کنترلر فازی، به مقارنه‌ی دو پارامتر D_n و K_{Ft} پرداخته شده است. رفتار پای بیمار به ازای دو حالت نوار مجازی پهن (پهنای باند بزرگ) و نوار مجازی نازک (پهنای باند کوچک) مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج شبیه‌سازی سیستم را به ازای نوار مجازی پهن ($D_n=0.02$) و همچنین نوار مجازی نازک ($D_n=0.005$) نشان می‌دهد. در این شرایط، باقی پارامترها مربوط به کنترلر به‌صورت ($K_d=10$ ، $K_{Ft}=20$ ، $n=3$ ، $D_t=0.025$) لحاظ شده‌اند.



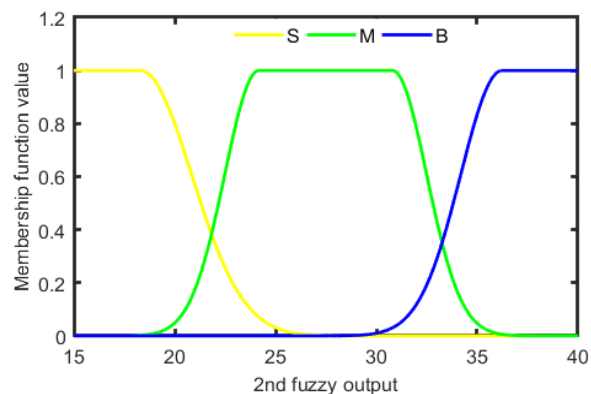
نمودار ۶) مقایسه مسیر پا به ازای نوار مجازی پهن و نوار مجازی نازک

به‌خوبی دیده می‌شود که به ازای نوار مجازی نازک، رفتار مجموع ربات و پای انسان به مسیر مرجع نزدیک‌تر است و خطای ردیابی ناچیز است. در این شرایط، گشتاورهای کنترلی بزرگ‌تری تولید می‌شود و امکان مشارکت بیمار در فرآیند گام‌برداری کاهش می‌یابد. به بیان دیگر، در شرایطی که نوار مجازی نازک است، ربات در حالت امیدانس بالا کار می‌کند و درصد انحراف کمتری (۹/۸٪) نسبت به مسیر مرجع دارد و در شرایطی که نوار مجازی کنترلر پهن باشد، سیستم ربات توانبخشی با امیدانس پایین عمل کرده و میزان انحراف پا نسبت به مسیر مرجع افزایش یافته و به ۱۳/۴٪ رسیده است که در این شرایط، آزادی عمل بیشتری به بیمار داده خواهد شد.

در ارزیابی بعدی، مقدار پارامتر ضریب نیروی مماسی (K_{Ft}) تغییر داده شده است و مقادیر دیگر پارامترهای کنترلر میدان نیرو مانند حالت قبل در نظر گرفته شده‌اند ($K_d=10$ ، $n=3$ ، $D_t=0.025$ ، $D_n=0.009$). در جدول ۶، مقادیر دوره زمانی گام‌برداری سیستم به



نمودار ۴) نمودار رفتار توابع عضویت خروجی اول کنترلر فازی



نمودار ۵) نمودار رفتار توابع عضویت خروجی دوم کنترلر فازی

جدول ۴) قوانین اگر-آنگاه فازی مربوط به D_n

V	VS	S	M	B	VB
d					
VS	VB	VB	VB	B	M
S	B	B	M	M	S
M	M	M	M	S	S
B	M	M	S	S	S
VB	M	S	S	VS	VS

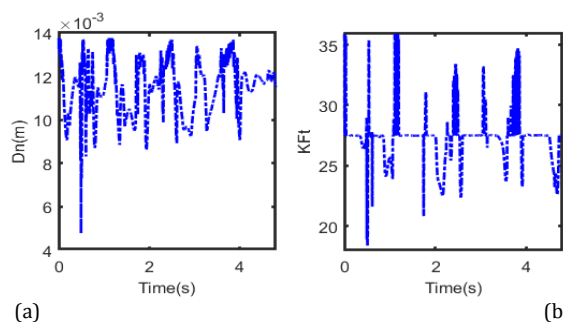
جدول ۵) قوانین اگر-آنگاه فازی مربوط به K_{Ft}

V	VS	S	M	B	VB
d					
VS	B	B	B	M	M
S	B	M	M	M	S
M	B	M	M	S	S
B	M	M	S	S	S
VB	M	S	S	S	S

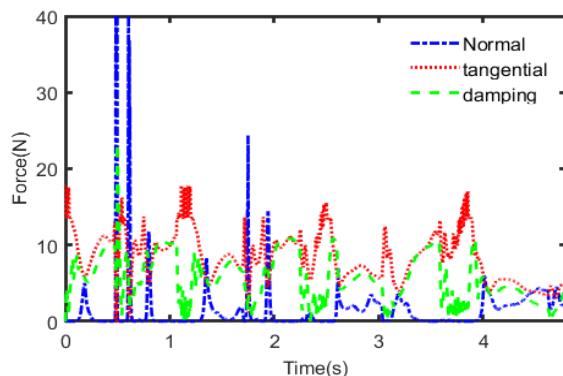
۴- شبیه‌سازی و نتایج

هدف از شبیه‌سازی، ارزیابی میزان کارایی ساختار کنترلی پیشنهادی در شرایط مختلف کارکردی ربات در طول فرآیند توانبخشی است. در نهایت مقادیر مناسب پارامترهای به‌دست‌آمده برای کنترلر می‌تواند در کاربردهای عملی مورد استفاده قرار گیرد. داده‌های مربوط به گام‌برداری افراد سالم به‌عنوان مسیر مرجع مطلوب استفاده شده است [32]. همچنین داده‌های مربوط به دینامیک ربات و پای انسان در جدول ۶ آورده شده است. با این توضیح که مقادیر مربوط به ربات از روی مدل شبیه‌سازی شده آن در نرم‌افزار سالیدورکس و مقادیر مربوط به پای انسان از روی محاسباتی که در بخش ۲ توضیح

در نمودار ۸، تغییرات هر یک از پارامترهای D_n و K_{Ft} که همان خروجی‌های اول و دوم فازی هستند، در مدت انجام فرآیند شبیه‌سازی به نمایش درآمده است. نمودارهای ۸ نشان می‌دهند که افزودن استراتژی فازی سبب می‌شود تا پهنای تونل مجازی در کنترلر میدان نیرو ثابت نبوده و بر اساس اطلاعات سینماتیکی لحظه‌ای که از پای بیمار گرفته می‌شود، عملکرد تطبیق‌پذیری داشته است. علاوه بر آن، نمودار ۹ چگونگی رفتار هر یک از نیروهای عمودی، مماسی و میراکننده را در طول انجام فرآیند توانبخشی نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار ۹ دیده می‌شود در برخی از لحظات، نیروی عمودی مقداری نزدیک به صفر دارد. این امر نشان‌دهنده این مطلب است که در این بازه‌های زمانی پای بیمار با فاصله ناچیزی نزدیک به مسیر مرجع حرکت می‌کند.



نمودار ۸) نمودار تغییرات پارامترهای کنترلر D_n و K_{Ft} در طول مدت شبیه‌سازی



نمودار ۹) تغییرات نیروی‌های کنترلر میدان نیرو

ماهیت نیروی پیش‌برنده F_t به گونه‌ای است که همواره پای بیمار را به سمت جلو هدایت می‌کند. علی‌رغم اینکه انحراف از مسیر مرجع با اعمال نیروی نرمال (F_n) جبران می‌شود، اما این نیرو به‌تنهایی پاسخگوی مناسبی در هنگام تغییرات ناگهانی نخواهد بود. نمونه‌هایی از تغییرات ناگهانی منحنی مسیر حرکت در هنگام تغییر وضعیت از فاز نوسان (Swing) به ایستایی (Stance) و بالعکس هنگام گام برداشتن ایجاد می‌شود. بنابراین نقش نیروی میراکننده حائز اهمیت خواهد بود. با توجه به توضیحات بالا، می‌توان ادعا کرد که برآیند عملکرد نیروهای F_t و F_d (نمودار ۹) تضمین‌کننده رفتار آرام و ایمن ربات توانبخشی برای تامین حرکت رو به جلو در هنگام فرآیند گام‌برداشتن است. علاوه بر آن، به‌منظور اعتبارسنجی

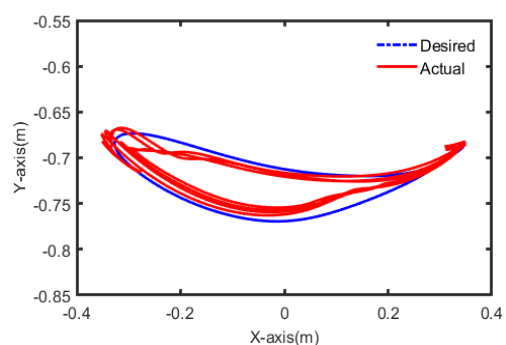
ازای مقادیر مختلف K_{Ft} آورده شده است. بررسی مقادیر جدول ۷، به‌خوبی نشان می‌دهد که هرچه مقدار پارامتر K_{Ft} بزرگ‌تر باشد، سرعت گام‌برداشتن ربات افزایش یافته و دوره زمانی حرکت کوتاه‌تر می‌شود.

جدول ۷) مقادیر دوره زمانی گام‌برداشتن سیستم به ازای مقادیر مختلف K_{Ft}

K_{Ft}	دوره زمانی (s)
۱۰	۱/۵۵
۲۰	۱/۳۲
۳۰	۱/۰۸
۴۰	۰/۸۵

مختصراً، نتیجه به‌دست‌آمده از مباحث بالا را می‌توان اینگونه بیان نمود که مقادیر پارامترهای کنترلر میدان نیرو مستقیماً بر میزان امیدانس واردشده از سوی عملگرهای ربات روی پای بیمار تأثیرگذار هستند. بنابراین با هوشمندسازی انتخاب مقادیر این پارامترها می‌توان میزان تأثیرگذاری هر یک از ربات و انسان را در طول مدت انجام فرآیند توانبخشی کنترل نمود. هدف از این کار فراهم کردن امکان تغییر در مسیر مرجع و همچنین سرعت گام‌برداشتن توسط بیمار است. به بیان دیگر، مفهوم "کمک به مقدار نیاز" که یکی از اصول طراحی استراتژی‌های کنترلی برای ربات‌های توانبخشی است، پیاده خواهد شد.

اکنون با واردکردن بلوک کنترل فازی طراحی‌شده، سعی می‌شود انتخاب پارامترهای کنترلر میدان نیرو به‌صورت هوشمند صورت گیرد. بار دیگر تأکید می‌شود که تصمیم‌گیری فازی بر اساس میزان انحراف از مسیر مرجع و سرعت لحظه‌ای پای بیمار صورت گرفته است. نتایج شبیه‌سازی به ازای اعمال کنترلر میدان نیروی فازی (Fuzzy FFC) برای چهار دوره زمانی حرکت در نمودار ۷ نشان داده شده است. برای این حالت، پارامترهای کنترلر به‌صورت ($K_d = ۱۰$ ، $n = ۳$ ، $D_t = ۰/۲۵$) در نظر گرفته شده‌اند. نمودار ۷ نشان می‌دهد که پای بیمار در طول انجام فرآیند گام برداشتن که ۴/۸ ثانیه به طول انجامیده است، با فاصله قابل قبولی نزدیک به مسیر مرجع حرکت می‌کند. اُفت ناگهانی مسیر حرکت پا در برخی نقاط به این خاطر است که در آن لحظه تغییر لحظه‌ای در فاز حرکت رخ می‌دهد و نتیجه آن، تغییر نسبتاً بزرگ در سرعت و جهت حرکت عملگرها است.



نمودار ۷) مسیر حرکت پا به ازای کنترلر میدان نیروی فازی برای چهار دوره تناوب

۵- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

القای این حس به بیمار که در انجام فرآیند توانبخشی مشارکت داشته و به‌صورت کامل دنباله‌رو ربات نیست در طول دوره‌های بلند مدت درمانی، روند بهبود بیمار را تسریع می‌کند. در این مقاله سعی شده است که طراحی ساختار کنترلی پیشنهادی برای ربات توانبخشی، به گونه‌ای باشد که مفهوم "کمک به مقدار نیاز" پیاده‌سازی شود. بنابراین با طراحی کنترلر فازی میدان نیرو و پیاده‌سازی آن در ساختار کنترلی پیشنهادی، سعی شده است تا بخشی از فعالیت گام‌برداشتن برعهده بیمار قرار گیرد و در عین حال از ایجاد الگوی راه‌رفتن نادرست جلوگیری شود. نتایج شبیه‌سازی نشان داده است که امکان اینکه بیمار بتواند در مسیر مرجع تغییر ایجاد کند در صورت اعمال کنترلر پیشنهادی، به میزان ۳۲٪ بیشتر از حالتی است که در میدان نیرو، پهنای نوار مجازی ثابت و نازک باشد. در عین حال، در توان مصرفی عملگرهای ربات صرفه‌جویی شده است. علاوه بر این، سرعت گام‌برداشتن برای هر دوره حرکتی ثابت نبوده و به فراخور شرایط بیمار تغییر کرده است. عوامل اشاره‌شده، کمک می‌کند تا انگیزه بیمار برای درمان ناتوانی خود افزایش یافته و روند بهبود آن تسریع شود.

تشکر و قدردانی: موردی توسط نویسندگان بیان نشد.

تأییدیه اخلاقی: محتویات علمی مقاله حاصل فعالیت علمی نویسندگان بوده و صحت و اعتبار نتایج بر عهده نویسندگان است.

تعارض منافع: هیچ گونه تعارض منافع با سازمان یا اشخاص حقیقی و حقوقی وجود ندارد.

سهم نویسندگان: سیدعلی معافی (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۷۰٪)؛ فرید نجفی (نویسنده دوم)، نگارنده مقدمه/پژوهشگر اصلی/نگارنده بحث (۳۰٪)

منابع مالی: تحت حمایت دانشگاه گیلان بوده است.

منابع

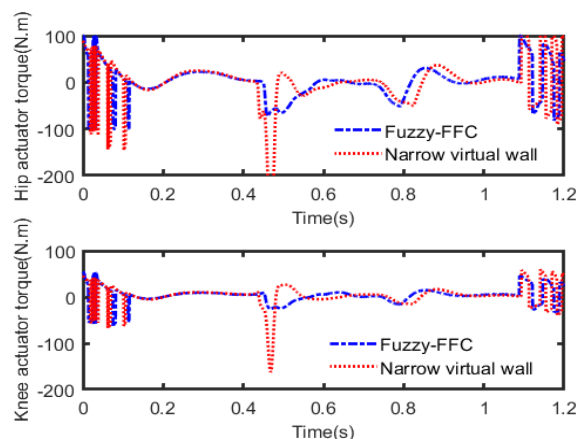
- Colombo G, Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2000;37(6):693-700.
- Kazerooni H, Steger R, Huang L. Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *The International Journal of Robotics Research*. 2006;25(5-6):561-573.
- Banala SK, Kim SH, Agrawal SK, Scholz JP. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2009;17(1):2-8.
- Fisher S, Lucas L, Thrasher TA. Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2011;18(3):269-276.
- Freivogel S, Mehrholz J, Husak-Sotomayor T, Schmalohr D. Gait training with the newly developed 'LokoHelp'-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury, a feasibility study. *Brain Injury*. 2008;22(7-8):652-653.
- Schmidt H, Werner C, Bernhardt R, Hesse S, Krüger J. Gait rehabilitation machines based on programmable

نتایج به‌دست‌آمده، مقایسه‌ای بین آنها و نتایج مرجع [29] صورت گرفته است. داده‌های حاصل از این مقایسه در جدول ۸ آورده شده است. بررسی داده‌های جدول ۸ ثابت می‌کند که رفتار سیستم تعاملی ربات و انسان با اعمال ساختار کنترلی پیشنهادی، بین حالت امیدانس بالا و پایین است. بنابراین می‌توان ادعا نمود که رویکرد طراحی با ایجاد مصالحه‌ای بین معیارهای اعمال آزادی عمل به بیمار و همچنین عملکرد محتاطانه برای پیشگیری از ایجاد الگوی نادرست حرکتی، تحقق یافته است.

جدول ۸) مقایسه نتایج کنترلر پیشنهادی با مرجع [29]

نوع کنترلر	دقت ردیابی مسیر (%)
FFC با تونل باریک [29]	۹۲/۶
FFC با تونل عریض [29]	۷۸/۵
Fuzzy-FFC	۸۲/۸

همچنین نمودار تلاش کنترلی عملگرهای بازوی اول و دوم ربات در نمودار ۱۰ آورده شده است. در نمودار ۱۰، رفتار تلاش کنترلی برای دو حالت الف: ساختار کنترلی پیشنهادی و ب: کنترلر میدان نیرو با نوار مجازی نازک (Narrow Virtual Wall) مقایسه شده است. در این مقایسه دیده می‌شود که خروجی کنترلر برای هر یک از دو عملگر، در شرایطی که از کنترلر پیشنهادی استفاده شود، مقادیر کوچک‌تری خواهند بود. به‌منظور انجام مقایسه دقیق‌تر، مجموع قدر مطلق گشتاور خروجی هر یک از عملگرهای مفصل لگن و زانو ربات برای دو حالت کنترلی مورد نظر در جدول ۹ آورده شده است. با توجه به داده‌های جدول ۹، می‌توان ادعا کرد که وقتی از ساختار کنترلر فازی میدان نیرو استفاده شود، توان مصرفی عملگرها به میزان ۱۹/۵٪ نسبت به حالتی که سیستم با امیدانس بالا اجرا می‌شود، کاهش داشته است.



نمودار ۱۰) رفتار تلاش کنترلی عملگرها برای دو حالت کنترلر میدان نیروی فازی و کنترلر میدان نیروی با نوار مجازی نازک

جدول ۹) مقدار مجموع قدر مطلق گشتاور خروجی عملگرهای ربات بر حسب N.m

عملگر مفصل	Narrow Virtual Wall	Fuzzy-FFC
لگن	۳۶۱۰۰	۲۹۲۰۰
زانو	۱۷۱۰۰	۱۳۷۰۰

- interactions. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2019;4(2):538-545.
- 21- Teramae T, Noda T, Morimoto J. EMG-based model predictive control for physical human-robot interaction: Application for assist-as-needed control. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2018;3(1):210-217.
- 22- Hussain S, Xie SQ, Jamwal PK. Adaptive impedance control of a robotic orthosis for gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Cybernetics*. 2013;43(3):1025-1034.
- 23- Riener R, Lünenburger L, Jezernik S, Anderschitz M, Colombo G, Dietz V. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: First experimental results. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2005;13(3):380-394.
- 24- Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, Lünenburger L, Riener R. Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2010;18(1):38-48.
- 25- Aoyagi D, Ichinose WE, Harkema SJ, Reinkensmeyer DJ, Bobrow JE. A robot and control algorithm that can synchronously assist in naturalistic motion during body-weight-supported gait training following neurologic injury. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007;15(3):387-400.
- 26- Vallery H, van Asseldonk EH, Buss M, van der Kooij H. Reference trajectory generation for rehabilitation robots: Complementary limb motion estimation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2009;17(1):23-30.
- 27- Ekkelenkamp R, Veltink P, Stramigioli S, van der Kooij H. Evaluation of a virtual model control for the selective support of gait functions using an exoskeleton. *Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, June 12-15, Noordwijk, The Netherlands. Piscataway: IEEE; 2007.
- 28- Miripour Fard B, Padargani T. Controllable workspace generation for cable-driven rehabilitation robot using neural network and based on patient's anthropometric parameters. *Modares Mechanical Engineering*. 2015;15(3):137-145. [Persian]
- 29- Banala SK, Agrawal SK, Kim SH, Scholz JP. Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*. 2010;15(2):216-225.
- 30- Beyl P, Van Damme M, Van Ham R, Vanderborght B, Lefeber D. Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait training. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2009;6(2):229-243.
- 31- Lotti N, Sanguineti V. Toward EMG-controlled force field generation for training and rehabilitation: From movement data to muscle geometry. *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 17-20 July 2017, London, UK. Piscataway: IEEE; 2017.
- 32- Algrary S, Ohnishi K, Saito Y. Development of a target tracking upper-limb therapeutic robot with circulating force field. *11th International Symposium on Mechatronics and its Applications (ISMA)*, 4-6 March 2018, Sharjah, United Arab Emirates. Piscataway: IEEE; 2018.
- 33- Zatsiorsky VM, Seluyanov VN. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. *Biomechanics*. 1983;1152-1159.
- footplates. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*. 2007;4.
- 7- Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EEG, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk EHF, Van Der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2007;15(3):379-386.
- 8- Hesse S, Schmidt H, Werner C, Bardeleben A. Upper and lower extremity robotic devices for rehabilitation and for studying motor control. *Current Opinion in Neurology*. 2003;16(6):705-710.
- 9- Sawicki GS, Ferris DP. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*. 2009;6.
- 10- Kazemi J, Ozgoli S. Parametric model of human constrained gait with implementation on exoped exoskeleton. *Modares Mechanical Engineering*. 2018;18(6):12-18. [Persian]
- 11- Mohammadi Moghadam M, Dashkhaneh A, Hadian MR, Mogharrabi M, Mirzaei Saba AA, Davodi SM. Rehabilitation robots control in gait training exercises on treadmill. *Modares Mechanical Engineering*. 2014;14(8):157-64. [Persian]
- 12- Taherifar A, Vossoughi Gh, Selk Ghafari A. Identification and torque control of series elastic actuator of lower limb extremity exoskeleton. *Modares Mechanical Engineering*. 2017;17(8):1-8. [Persian]
- 13- Hussain S, Xie SQ, Jamwal PK. Robust nonlinear control of an intrinsically compliant robotic gait training orthosis. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems*. 2012;43(3):655-665.
- 14- Israel JF, Campbell DD, Kahn JH, Hornby TG. Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic- and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*. 2006;86(11):1466-1478.
- 15- Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, Lunenburger L, Riener R. Path control: A method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2010;18(1):38-48.
- 16- Ju MS, Lin CCK, Lin DH, Hwang IS, Chen SM. A rehabilitation robot with force- position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy control of rehabilitation robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2005;13(3):349-58.
- 17- Yousefi F, Alipour Kh, Tarvirdizadeh B, Hadi A. Control of knee rehabilitation robot based on combination of backstepping and admittance algorithms. *Modares Mechanical Engineering*. 2016;16(12):135-143. [Persian]
- 18- Jamwal PK, Hussain S, Ghayesh MH, Rogozina SV. Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation robot. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2016;63(6):3638-3647.
- 19- Li X, Pan Y, Chen G, Yu H. Adaptive human-robot interaction control for robots driven by series elastic actuators. *IEEE Transactions on Robotics*. 2017;33(1):169-182.
- 20- Zhang T, Xia J. Interconnection and damping assignment passivity-based impedance control of a compliant assistive robot for physical human-robot