



بهبود جبران سازی جاذبه برای ربات توانبخشی آرنج محرکه کابلی با استفاده از کنترل کننده مد لغزشی

فرهاد پریوش¹، مهدی بامداد^{2*}، حبیب احمدی²

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه شاهرود، شاهرود

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه شاهرود، شاهرود

* شاهرود، صندوق پستی 3619995161، bamdad@shahroodut.ac.ir

چکیده

اطلاعات مقاله

هدف از این مقاله، بهبود عملکرد تمرین توانبخشی آرنج پس از سکته مغزی به کمک ربات است. درمانگر بازوی بیمار را نگه داشته و مرکز جرم را در امتداد یک مسیر مطلوب هدایت می کند. در توانبخشی رباتیک، بیمار نباید ربات را هنگامی که بازویش در محدوده مطلوب چرخانده می شود، احساس کند. ربات بایستی وزن استخوان بندی خارجی و اینرسی موتورها را به طور فعال خنثی کند. برای جبران سازی جاذبه می توان از فنر پیچشی غیرخطی بهره برد و همچنین گشتاور مخالف به صورت تابعی از زاویه بازو با موتورها اعمال شود. به کارگیری فنر راحتی بیشتری را مهیا می کند، اجازه می دهد تا موتورهای کوچکتری به کار رود، اندازه ترمزهای مورد نیاز کاسته شود و ایمنی ذاتی برای ربات های توانبخشی معرفی شود. به علاوه، طراحی کنترل کننده مد لغزشی می تواند برای جبران خطاهای مدل سازی و نیروهای جاذبه به کار گرفته شود. در این مقاله یک ربات جدید توانبخشی آرنج مبتنی بر محرکه کابلی بررسی شده است. ایده کلی تنها جبران سازی نیروهای گرانشی نیست چرا که سختی مفصل نیز باید کنترل شود. عدم قطعیت موجود در دینامیک بازوی بیمار به نحو موثری تقریب زده شده است. حرکت با سیستم کنترل حلقه بسته در حضور عدم قطعیت های پارامتری بررسی شده است. کنترل کننده مد لغزشی با کنترل کننده تناسبی-مشتقی از طریق شبیه سازی کامپیوتری مقایسه شده و بهبود نسبت به روش غیرفعال مشاهده شده است.

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 12 تیر 1394
پذیرش: 10 شهریور 1394
ارائه در سایت: 22 مهر 1394
کلید واژگان:
توانبخشی رباتیک
جبران ساز جاذبه
کنترل مد لغزشی
کابل

Gravity compensation improvement for a cable-actuated elbow rehabilitation robot using sliding mode control

Farhad Parivash, Mahdi Bamdad*, Habib Ahmadi

School of Mechanical and Mechatronics Engineering, Shahrood University, Shahrood, Iran.

* P.O.B. 3619995161, Shahrood, Iran, bamdad@shahroodut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 03 July 2015
Accepted 01 September 2015
Available Online 14 October 2015

Keywords:
Robotic Rehabilitation
Gravity Compensator
Sliding Mode Control
Cable

ABSTRACT

Performance increasing of robot-aided training in stroke elbow rehabilitation is the goal of this paper. Therapist holds on the arm of patient and guides the center of mass along a desired trajectory. In robotic rehabilitation, when the arm of patient is rotated within the desired boundaries, (s)he should ideally not feel the robot. The robot needs to actively compensate for the weight of the exoskeleton and reflected mass of the motors. A nonlinear torsion spring can be used and also a counter-torque as a function of arm angle is applied by the motor. Applying the springs affords more convenience, it allows smaller motors to be used, the size of required brakes can be reduced and inherent safety is introduced in rehabilitation robots. Furthermore, the robust controller design can be used to compensate the modeling errors and gravitational force. A novel elbow rehabilitation robot is designed based on the cable actuation. The strategy is not just anti-gravitational forces because there should be joint-stiffness control. The uncertainty in the patients arm dynamic is effectively approximated. The motion of closed-loop control system in the presence of parametric uncertainties is investigated. The sliding mode controller with proportional-derivative controller is compared through computer simulation and improvement is observed.

1- مقدمه

شود. ربات ها با قابلیت انجام اعمال تکراری روی بیمار از جمله ابزارهای پیشرفته فنی هستند که در برنامه های درمانی بالینی به کار گرفته می شوند [1]. اگر چه دسته بندی متفاوتی از ربات ها مورد توجه قرار گرفته اند [2]، اما تعامل ایمن ربات و بیمار در تمام نمونه های موفق از بالاترین اولویت های

اختلالات حرکتی به شکل معنی داری کیفیت زندگی فرد بیمار و یا سالمند را تغییر می دهد. در این زمان، تکرار فعالیت های حرکتی هماهنگ شده بخش مهمی از برنامه درمان را تشکیل می دهد تا مدت درمان بازتوانی اولیه کوتاه تر

Please cite this article using:

F. Parivash, M. Bamdad, H. Ahmadi, Gravity compensation improvement for a cable-actuated elbow rehabilitation robot using sliding mode control, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 11, pp. 117-126, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

F. Parivash, M. Bamdad, H. Ahmadi, Gravity compensation improvement for a cable-actuated elbow rehabilitation robot using sliding mode control, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 11, pp. 117-126, 2015 (In Persian)

نگیرد. بیمار اندام خود را تکان داده و ضمن به درد آوردن و رساندن آسیب در اثر برخورد با موانع حرکتی، نیروی اغتشاشی به ربات توانبخشی وارد می‌کند. این امر می‌تواند باعث ناپایداری ربات شده و تهدیدی برای ایمنی بیمار باشد [15]. علاوه بر آن، عدم اعتماد بیمار به دستگاه توانبخشی در زمان بروز این نوسان‌ها می‌تواند موجب کاهش اتکای بیمار به اهرم ربات شود. با این تغییر ناگهانی در بار خارجی وارد به ربات، سطوح گشتاور و شتاب مفصلی نیز تغییر می‌کند [16].

با توجه به کارهای گذشته مشخص است که توجه گروهی از محققان به حوزه کنترل صرف برای توانبخشی اختصاص دارد [17]. علی‌رغم ردیابی مناسب مسیر و برقراری تعادل در شرایط دینامیکی و استاتیکی، استفاده از تلاش کنترلی به تنهایی برای جبران جاذبه باعث اعمال سطوح گشتاور بالا به محرکه‌های ربات می‌شود [18]. این امر باعث می‌شود ربات ذاتا توانایی بیشتری برای آسیب رساندن به بیمار داشته باشد. در مقابل، گروهی دیگر از مکانیزم‌های غیرفعال برای جبران جاذبه در توانبخشی بهره برده‌اند. علی‌رغم سادگی در پیاده‌سازی و کم هزینه بودن، تنظیم سختی فنر و عدم عملکرد مناسب در شرایط تعامل دینامیکی با بیمار معایب اصلی این روش هستند [19].

در این مقاله، ایمنی و تعادل ربات با معرفی ایده تلفیقی توسعه و بهبود داده می‌شود. از هر دو روش جبران‌سازی فعال و غیرفعال جاذبه در ایده تلفیقی بهره گرفته شده است. ایده تلفیقی مزیت روش غیرفعال را در کاهش گشتاور و مزیت روش فعال را در مقاوم بودن، به طور هم زمان دارد. روش فعال نقاط ضعف روش غیرفعال را بدون ضایع کردن مزیت آن، بر طرف می‌کند. پایداری ربات در مواجهه با نامعینی موجود در بارگذاری و اغتشاش‌های خارجی تضمین می‌شود. همچنین دستیابی به حداقل خطای ردگیری با کمترین تلاش کنترلی در این پژوهش مد نظر قرار می‌گیرد. ایمنی ذاتی ربات و ایمنی نسبی بیمار در تعامل با ربات به نحو موثری بهبود می‌یابد. در بخش دوم معادلات دینامیکی ربات توانبخشی و مکانیزم جبران‌ساز غیرفعال جاذبه تشریح می‌شود و در بخش سوم جرم و اینرسی اندام بیمار با در نظر گرفتن نامعینی‌ها، وارد معادلات دینامیکی ربات می‌شود و در ادامه محدوده نامعینی موجود در دینامیک ربات تخمین زده می‌شود. در بخش بعد بر اساس معادله دینامیکی که شامل نامعینی‌های جرم و اینرسی اندام بیمار است، کنترل‌کننده مد لغزشی برای ربات توانبخشی طراحی شده و سپس پایداری مجانبی کنترل‌کننده مد لغزشی به روش تحلیلی تابع لیاپانوف اثبات می‌شود. در بخش آخر، شبیه‌سازی‌ها با استناد به نتایج توانبخشی آرنج ارائه می‌شود.

2- مدل‌سازی ربات توانبخشی مفصل آرنج

ربات توانبخشی آرنج با قابلیت انطباق سختی مفصل و با هدف افزایش راحتی و اثربخشی بیشتر تمرین توانبخشی مفصل آرنج توسط بامداد و زرشناس طراحی، ساخته و آزمایش شده است [20]. در این ربات با بهره‌گیری از مکانیزم محرک کابلی، اینرسی ربات کاسته شده و امکان ایجاد سختی قابل انطباق مفصل با ویژگی‌های بیمار فراهم آمده است [20]. نمای شماتیک ربات توانبخشی مفصل آرنج در شکل 1 نشان داده شده است. فرم بسته معادله دینامیکی اهرم ربات به صورت معادله (1) بیان می‌شود [20]:

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

که در آن ترم اینرسی و ترم اثر جاذبه بر اساس روش اویلر-لاگرانژ به ترتیب در معادله (2) و (3) محاسبه شده‌اند [20]:

عملکردی است. در این راستا تعادل نیرویی در زمان حرکت ربات می‌تواند به این امر کمک شایانی کند. بر این مبنا روش‌های متعادل‌سازی در ربات‌های توانبخشی استفاده شده است [3]. بایستی یادآور شد که مکانیزم‌های متعادل استاتیکی در تجهیزات پزشکی نظیر پایه‌های لامپ‌ها، ابزارهای جراحی، ارتوپدی فنی (ارتز و پروتز) کاملاً متداول است [4، 5]. از میان این روش‌های متنوع، دو روش اصلی تامین تعادل استاتیکی شامل تعادل وزنی و فنر متعادل ساز رایجتر هستند [6]. روش نخست به افزودن اجرام اضافی برای تعادل وزنی منجر می‌شود که به دلیل افزودن اینرسی و همچنین سطح انرژی محرکه مورد توجه این تحقیق نیست. در این مقاله استفاده از ساختار فنری و ارتقای آن با روش‌های فعال بررسی می‌شود. به دلیل ماهیت انرژی پایستار، مجموع انرژی پتانسیل فنر و انرژی پتانسیل گرانشی ثابت باقی می‌ماند. بنابراین جبران‌سازهای غیرفعال جاذبه می‌توانند با هدف کاهش گشتاور محرکه در ربات‌های توانبخشی استفاده شوند [7]. چرا که سرعت و گشتاور بالای ربات‌ها همواره دو تهدید اصلی ایمنی و آسیب به بیمار تلقی می‌شود [8]. جبران‌سازهای غیرفعال جاذبه با کاهش میزان گشتاور محرکه مورد نیاز برای حرکت باعث کاهش توان مکانیکی فعال ربات می‌شود و افزایش ایمنی نسبی ربات در تعامل با بیمار را به همراه دارد. در واقع کاهش قوای مکانیکی فعال ربات شدت آسیب‌های احتمالی به بیمار را در هنگام تعامل با ربات کاهش می‌دهد [9]. از میان روش‌های جبران‌سازی غیرفعال جاذبه در مکانیزم‌های مکانیکی می‌توان استفاده از وزنه تعادل یا المان الاستیک مانند فنر را نام برد [10]. وزنه تعادل در سیستم‌های مکانیکی با جابه‌جا کردن مرکز جرم به مرکز دوران، اثر گشتاور ناشی از نیروهای ثقلی را جبران می‌کند. به‌کارگیری وزنه تعادل در مکانیزم ربات‌های توانبخشی به علت افزایش اینرسی موثر مفصل و تغییر پهنای باند کاری ربات مناسب نیست [11]. فنر به عنوان یک المان الاستیک غیرفعال در سیستم‌های مکانیکی با مکانیزم‌های مختلفی برای جبران‌سازی غیرفعال گشتاور جاذبه به کار گرفته شده است [12]. جبران‌سازی غیرفعال گشتاور جاذبه از طریق فنر به عنوان یک راهکار کاهش گشتاور محرکه در ربات‌های توانبخشی نیز نمود پیدا کرده است [13]. همچنین، در ربات توانبخشی مفصل آرنج با یک فنر در محدوده عملکرد خطی، جبران‌سازی غیرفعال جاذبه محقق شده است. تعادل استاتیکی ربات با تنظیم سختی فنر بر اساس جرم اهرم ربات و اندام بیمار تامین می‌شود. این وابستگی، امکان جبران‌سازی غیرفعال کامل جاذبه را متناسب با جرم ساعد هر بیمار با مشکل رو به رو می‌کند. از سوی دیگر، علی‌رغم برقراری تعادل استاتیکی در نقطه تعادل، تغییرات گشتاور حاصل از نیروی فنر با تغییرات گشتاور جاذبه متفاوت است، این تفاوت اگر چه در نزدیکی نقطه تعادل ناچیز است ولی دور از نقطه تعادل اندک نیست [6]. این عوامل در جبران‌سازی غیرفعال جاذبه برای ربات توانبخشی مفصل آرنج باعث جبران‌سازی ناقص جاذبه می‌شود. جبران‌سازی ناقص جاذبه در فاز شتاب‌دار حرکت باعث بروز نوسان در زاویه مفصل اهرم ربات می‌شود که در واقع پاسخ دینامیکی فنر است.

بروز این نوسان‌ها طی تمرین توانبخشی حس ناخوشایندی را برای بیمار ایجاد می‌کند. ضمناً با از بین بردن بخشی از راحتی و آرامش فرد در انجام تمرین توانبخشی، اعتماد و اتکای فرد را به دستگاه توانبخشی کاهش می‌دهد که می‌تواند باعث تشدید هیجان و ترس بیمار در تعامل با دستگاه شود [14]. احساس ترس و استرس طی تمرین توانبخشی گاه موجب می‌شود که بیمار قیود حرکتی که اهرم‌های ربات برای اندام فرد ایجاد کرده‌اند، را در نظر

$$\tau_{\text{spring}} = K(L - L_0)t \quad (10)$$

که متناسب با فاصله عمودی امتداد نیروی فنر تا مرکز دوران t است. برای محاسبه t از رابطه سینوس‌ها در مثلث قائم‌الزاویه استفاده می‌شود.

$$\frac{\sin(\frac{\pi}{2})}{a} = \frac{\sin(\pi - \alpha)}{t} \rightarrow t = a \sin(\alpha) \quad (11)$$

بار دیگر برای زاویه α ، در معادله (12) استفاده شده است. همچنین اندازه امتداد AB از رابطه (13) به دست می‌آید.

$$\frac{\sin(\pi - \theta)}{AB} = \frac{\sin(\alpha)}{b} \rightarrow \sin(\alpha) = \frac{b}{AB} \sin(\pi - \theta) \quad (12)$$

$$AB = \sqrt{a^2 + b^2 + 2abc \cos(\pi - \theta)} \quad (13)$$

به این ترتیب معادله دینامیکی ربات در حالت کلی با در نظر گرفتن روابط محرکه کابلی و فنر جبران‌ساز جاذبه در رابطه (14) ارائه می‌شود.

$$M\ddot{\theta} + G(\theta) + \frac{K(L - L_0)ab}{AB} \sin(\pi - \theta) = T \frac{R_L R_G}{L_{LG}} \sin(\theta - \phi) \quad (14)$$

برای اینکه فنر جبران‌ساز بتواند اثر وزن ربات به همراه اندام بیمار را خنثی کند، گشتاور حاصل از نیروی فنر باید با گشتاور جاذبه در نقطه تعادل برابر باشد.

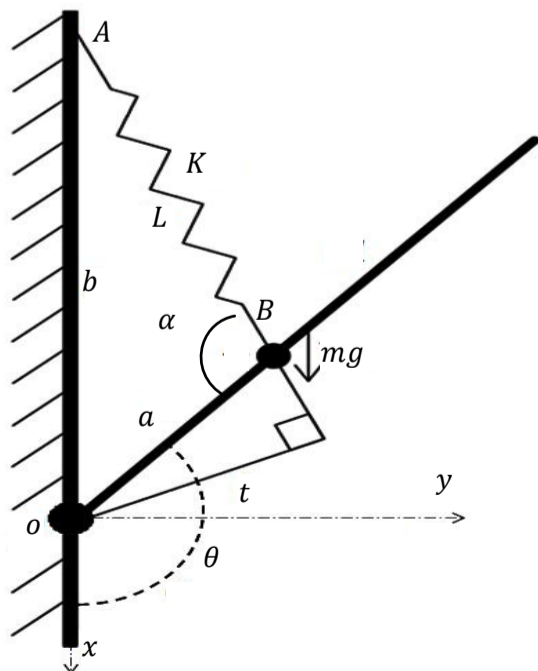
لذا سختی فنر باید بر اساس رابطه غیرخطی (15) انتخاب شود که وابسته به جرم ساعد بیمار است. تابع G_{pf} معرف گشتاوری است که وزن ساعد بیمار حول مرکز دوران ایجاد می‌کند.

$$\frac{mgR_L}{2} \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) + G_{pf} = \frac{K(L - L_0)ab}{AB} \sin(\theta) \quad (15)$$

در نمونه اولیه ساخته شده، سختی فنر جبران‌ساز بر اساس بدن یک بیمار مذکر 25 ساله با جرم ساعد 2 کیلوگرم [21]، برابر با 250 نیوتن بر متر و با طول آزاد 10 سانتی‌متر در نظر گرفته شد. محدودیت‌هایی که در ارتباط با انتخاب سختی در محدوده عملکرد خطی و تنظیم طول مناسب فنر وجود دارد، موانع قابل توجهی در تعادل استاتیکی دستگاه متناسب با شرایط هر بیمار ایجاد می‌کند. لذا بهره‌گیری از کنترل‌کننده مقاوم براساس مدل تقریبی اندام بیمار می‌تواند مؤثر باشد.

3- تقریب اثر اینرسی بازوی بیمار در توانبخشی آرنج

نیروی وزن اندام بیمار به صورت یک بار توزیع شده مطابق شکل 3 به بازوی ربات وارد می‌شود. در عمل الگوی توزیع نیرو نامشخص و متغیر است. علاوه



شکل 2 نمای شماتیک اهرم ربات و نیروی فنر جبران‌ساز

$$M(\theta) = \frac{m}{3} R_L^2 \quad (2)$$

$$G(\theta) = \frac{m}{2} g R_L \cos\left(\frac{\pi}{2} - \theta\right) \quad (3)$$

گشتاوری که مکانیزم محرک کابلی حول مرکز دوران اهرم ربات توانبخشی ایجاد می‌کند، از معادله انرژی با صرف‌نظر از اصطکاک در اتصال‌ها و محرکه کابلی، مطابق با رابطه (4) به دست می‌آید [20].

$$U_T = \int T dx = \int \tau_T d\theta \quad (4)$$

T نیروی کشش کابل، dx تغییر طول کابل و τ_T گشتاور ایجاد شده بر اساس نیروی کشش کابل حول مرکز دوران اهرم ربات است. طول کابل بر اساس هندسه ربات توانبخشی از طریق روابط (5-7) به دست می‌آید.

$$L_{LG} = \sqrt{R_L^2 + R_G^2 - 2R_L R_G \cos(\theta - \phi)} \quad (5)$$

$$L_{GT} = \sqrt{R_G^2 + R_T^2 - 2R_G R_T \cos(\phi - \xi)} \quad (6)$$

$$x = L_{LG} + L_{GT} \quad (7)$$

در رابطه (8)، گشتاور ناشی از نیروی کشش کابل با گرفتن مشتق از طرفین رابطه (4) بر اساس $d\theta$ حاصل شده است.

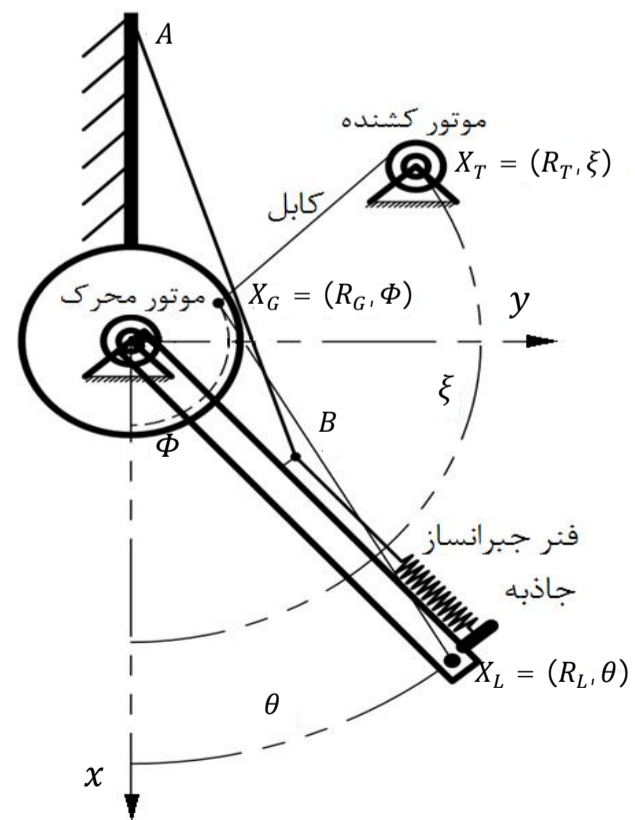
$$\tau_T = T \frac{dx}{d\theta} \quad (8)$$

با به‌کارگیری روابط (5-7) در رابطه (8)، گشتاور ایجاد شده بر اساس نیروی کشش کابل از رابطه (9) محاسبه می‌شود [20].

$$\tau = \frac{T \sin(\theta - \phi) R_L R_G}{L_{LG}} \quad (9)$$

در این ربات توانبخشی از یک فنر (در محدوده خطی) برای جبران نیروی وزن ربات و اندام بیمار استفاده شده است. برای جبران سازی اثر وزن باید گشتاوری که نیروی فنر حول مرکز دوران اهرم ربات ایجاد می‌کند، با گشتاور وزن برابر باشد. با توجه به هندسه ربات توانبخشی آرنج، فنر در راستای اهرم ربات قرار می‌گیرد و نیروی حاصل از تغییر طول آن از طریق کابل در راستای AB به اهرم ربات اعمال می‌شود.

مطابق نمای شماتیک اهرم ربات در شکل 2، گشتاوری که فنر جبران‌ساز جاذبه حول مرکز دوران ربات τ_{spring} ایجاد می‌کند.



شکل 1 نمای شماتیک ربات توانبخشی

لحاظ سن و جنسیت باشد، به این ترتیب عملکرد کنترل‌کننده ربات در مواجهه با جبران‌سازی غیرفعال ناقص جاذبه به ازای بیماران متفاوت سنجیده خواهد شد.

در یک پژوهش آزمایشگاهی بر روی 468 نفر اعم از مرد و زن (268 مرد و 200 زن) در بازه سنی 18 تا 88 سال، توزیع جرم ماهیچه‌های اسکلتی در نیم تنه بالایی، نیم تنه پایینی، ران و دست از طریق تصویر برداری ام. آر. آی. مورد بررسی قرار گرفته است [22]. در این پژوهش حجم ماهیچه‌های اسکلتی دست بر اساس سن برای مردان و زنان 18 تا 88 سال نمونه‌گیری شده و سپس برای داده‌های به دست آمده یک منحنی تخمین زده شده که در شکل 4 نشان داده شده است. جرم ماهیچه‌های اسکلتی دست با ضرب کردن حجم ماهیچه در چگالی 1/1 کیلوگرم بر لیتر به دست خواهد آمد. به این ترتیب شکل 4 می‌تواند نشان‌دهنده تغییر جرم دست برای زنان و مردان در بازه سنی 18 تا 88 سال نیز باشد. بر اساس نمودار تخمینی شکل 4، با فرض اینکه ساعد دست نیمی از جرم دست را شامل شود، در بازه 18 تا 55 سال جرم ساعد دست حداقل 1 کیلوگرم تغییر دارد و در بازه 55 تا 88 سال حداقل 0/5 کیلوگرم تغییر می‌کند. بنابراین جرم ساعد دست برای بیماران مذکر و مؤنث 18 تا 88 سال حداقل نیم تا یک کیلوگرم تغییر می‌کند.

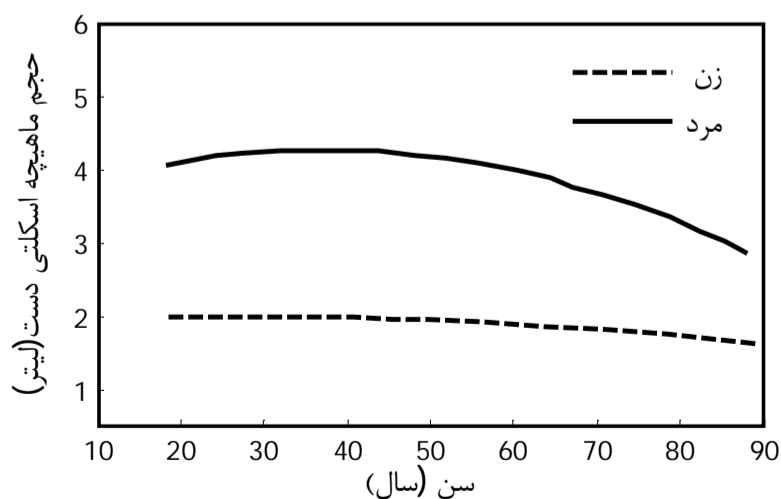
هدف از استناد به [22] ارائه دقیق ویژگی‌های آنترپومتریکی دست نیست بلکه تضمین کراندار بودن محدوده نامعینی موجود در دینامیک ربات است که برای تضمین پایداری مجانبی کنترل‌کننده حیاتی است. بدیهی است در صورتی که پایداری تضمین شود، با اندازه‌گیری جرم ساعد هر بیمار بهره‌های کنترلی به راحتی متناسب با آن تنظیم خواهد شد.

4- کنترل مد لغزشی ربات توانبخشی

4-1- طراحی کنترل‌کننده مد لغزشی براساس مدل تخمینی ربات بیمار

معادله دینامیکی اهرم ربات با در نظر گرفتن مشخصه‌های جرمی اندام بیمار به صورت رابطه (19) به دست آمده است که در آن پارامترهای m' ، a' و M_{pf} کراندار ولی نامعین هستند. کنترل‌کننده مقاوم در نظر گرفته شده برای معادله دینامیکی رابطه (19)، روش کنترل مد لغزشی است. این روش کنترلی شامل یک بخش خطی‌ساز بر اساس مدل تخمینی سیستم و یک بخش ناپیوسته است که برای غلبه بر عدم قطعیت‌های موجود در دینامیک سیستم در نظر گرفته شده است [23].

معادله دینامیکی تخمینی اهرم ربات و اندام بیمار در رابطه (20) بیان شده است.



شکل 4 منحنی‌های تخمینی برای اندازه‌گیری حجم ماهیچه اسکلتی دست

[22]

بر این میزان نیروی وزن مؤثر به عوامل متعددی بستگی دارد همچون میزان سطح اتکا در طول حرکت، اعتماد بیمار به ربات، توان بیمار در تحمل وزن اندام خود و میزان گشتاور حاصل از نیروی فنر جبران‌ساز.

معادلات دینامیکی بازوی رباتیک با در نظر گرفتن مشخصه‌های جرمی اندام بیمار به صورت رابطه (16) بیان می‌شود. اثر سختی مفصل بیمار در شرایط شبه استاتیکی نمایان می‌شود و در شرایط دینامیکی اثر نیرو و گشتاور ناشی از اینرسی ساعد بیمار بسیار چشمگیرتر از اثر سختی غیرفعال مفصل بیمار است. از طرفی در توانبخشی غیرفعال بیمار، سیکل حرکت با سطوح سرعت و شتاب پایینی انجام می‌شود و همین امر باعث می‌شود تا اثر میراکننده غیرفعال مفصل بیمار نسبت به اثر نیروهای اینرسی ناچیز باشد. به همین دلیل از اثر سختی و میرایی غیرفعال مفصل بیمار در مقابل اثر نیروهای اینرسی آن چشم‌پوشی شده است.

$$(M + M_{pf}) \ddot{\theta} + G(\theta) + G_{pf} = \tau \quad (16)$$

جمله M_{pf} معرف اینرسی ساعد دست بیمار و تابع G_{pf} معرف گشتاوری است که وزن ساعد بیمار حول مرکز دوران ایجاد می‌کند. تابع G_{pf} از رابطه انتگرالی محاسبه گشتاور بار گسترده مطابق رابطه (17) به دست می‌آید.

$$G_{pf} = \int_0^a f(x) x dx \quad (17)$$

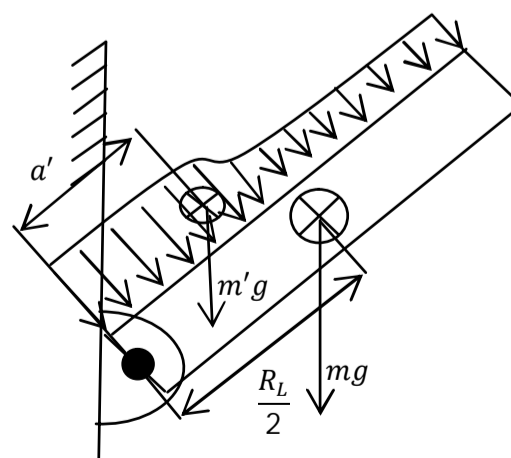
تابع $f(x)$ بیان‌کننده الگوی توزیع وزن اندام بیمار روی اهرم ربات است که مقدار آن دقیقاً معلوم نیست، ضمن اینکه بر اساس عواملی که پیشتر به آن‌ها اشاره شد دست‌خوش تغییر خواهد بود. لذا مدل دینامیکی اهرم ربات با در نظر گرفتن مشخصه‌های جرمی اندام بیمار با عدم قطعیت همراه است. برای اینکه فرمولاسیون مسأله ساده‌تر شود گشتاوری که بار گسترده حول مرکز دوران ایجاد می‌کند را می‌توان معادل با گشتاور یک جرم نقطه‌ای در نظر گرفت که بازویی در امتداد اهرم ربات دارد، و مطابق با رابطه (18) بیان کرد. نامعینی تابع $f(x)$ در عدم قطعیت پارامترهای m' و a' لحاظ شده است.

$$G_{pf} = \int_0^a f(x) x dx = m' g a' \cos(\theta) \quad (18)$$

در نتیجه معادله دینامیکی اهرم ربات با در نظر گرفتن مشخصه‌های جرمی ساعد بیمار مطابق رابطه (19) تعریف خواهد شد.

$$\tau = M \ddot{\theta} + G = \left(\frac{m}{3} R_L^2 + M_{pf} \right) \ddot{\theta} + \left(\frac{m R_L}{2} + m' a' \right) g \cos(\theta) \quad (19)$$

m' ، a' و M_{pf} پارامترهای نامعین معادله دینامیکی رابطه (19) هستند. با توجه به این نکته که M_{pf} در حالت کلی خود تابعی از m' است، نامعینی گشتاور جاذبه ساعد بیمار را می‌توان تنها بر روی پارامتر m' لحاظ کرد و پارامتر a' را ثابت در نظر گرفت. محدوده تغییر پارامتر m' به نحوی تعیین می‌شود که در بر گیرنده تغییر جرم ساعد دست برای بیماران متفاوت از



شکل 3 توزیع بار گسترده اندام بیمار بر روی اهرم ربات

جدول 1 مشخصات ساعد دست [24]

جرم (kg)	مرکز جرم (m)	اینرسی (kgm ²)	طول (m)
1/52	0/19	0/0188	0/34

4-2- اثبات پایداری کنترل‌کننده مد لغزشی ربات

برای اثبات پایداری کنترل‌کننده مد لغزشی، از روش تحلیل پایداری با تابع لیاپانوف استفاده شده است. تابع لیاپانوف بر اساس سطح لغزش، که تابعی از خطای ردگیری سیستم و معیاری از عملکرد ردگیری است، مطابق رابطه (30) تعریف شده است [23].

$$V(t) = \frac{1}{2} [s^T Ms] \quad (30)$$

در رابطه تابع لیاپانوف، M همان ماتریس اینرسی ربات است. مشتق زمانی تابع لیاپانوف در رابطه (31) محاسبه شده است.

$$\dot{V}(t) = s^T \dot{M}s + \frac{1}{2} s^T \dot{M}s \quad (31)$$

ماتریس اینرسی ربات تابعی از زاویه مفصل ربات نیست، بنابراین مشتق تابع لیاپانوف مطابق رابطه (32) به دست می‌آید.

$$\begin{aligned} \dot{V}(t) &= s^T \dot{M}s = s^T M (\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d + \lambda \dot{\theta}) \\ &= s^T (M\ddot{\theta} - M(\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\theta})) \end{aligned} \quad (32)$$

حال با جایگذاری شتاب از معادله دینامیکی اصلی سیستم (رابطه (19)) در رابطه (32)، مشتق تابع لیاپانوف مطابق رابطه (33) به دست می‌آید.

$$\dot{V}(t) = s^T (\tau - G(\theta) - M(\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\theta})) \quad (33)$$

جایگذاری گشتاور کنترل‌کننده مد لغزشی که در رابطه (28) به دست آمده، در رابطه (33) رابطه (34) را نتیجه می‌دهد.

$$\dot{V}(t) = s^T (\hat{M} * (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\theta}) + \hat{G}(\theta) - G(\theta) - M(\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\theta})) - s^T K \text{sgn}(s) \quad (34)$$

با تعریف پارامترهای $\tilde{G} = \hat{G} - G$ و $\tilde{M} = \hat{M} - M$ به عنوان خطای مدل‌سازی دینامیکی، مشتق تابع لیاپانوف مطابق رابطه (35) ساده می‌شود.

$$\dot{V}(t) = s^T (\tilde{M} * (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\theta}) + \tilde{G}(\theta)) - K|s| \quad (35)$$

با توجه به رابطه به دست آمده برای مشتق تابع لیاپانوف برای اینکه مقدار آن همواره نیم معین منفی باشد، مقدار پارامتر K باید بر اساس باند خطای مدل‌سازی مطابق با رابطه (36) تعیین شود.

$$K \geq |\tilde{M} * (\ddot{\theta}_d - \lambda \dot{\theta}) + \tilde{G}(\theta)| + \eta \quad (36)$$

انتخاب پارامتر K بر اساس رابطه (36) تضمین می‌کند که مشتق زمانی تابع لیاپانوف سیستم مطابق رابطه (37) همواره نیم معین منفی باشد.

$$\dot{V}(t) \leq -\eta|s| \leq 0 \quad (37)$$

تا به اینجا پایداری لیاپانوفی سیستم با تضمین نیم معین منفی بودن مشتق تابع لیاپانوف اثبات شد. با توجه به اینکه مشتق تابع لیاپانوف تابعی از سطح لغزش است و تنها زمانی مشتق تابع لیاپانوف صفر خواهد شد که $s=0$ باشد، بنابراین شرایط تئوری لاسال را دارد. طبق این قضیه پارامتر S که تابعی از خطای ردگیری سیستم است، به صورت مجانبی پایدار خواهد بود. لذا دینامیک حلقه بسته ربات توانبخشی با کنترل‌کننده مد لغزشی به صورت مجانبی پایدار خواهد بود.

5- شبیه‌سازی‌ها

در این بخش با به کارگیری ابزارهای شبیه‌سازی نرم‌افزار متلب، عملکرد دینامیکی ربات توانبخشی آرنج در یک سیکل تمرین توانبخشی از طریق دو

$$\begin{aligned} \tau &= \hat{M}\ddot{\theta} + \hat{G}(\theta) = \left(\frac{m}{3}R_L^2 + \hat{M}_{pf}\right)\ddot{\theta} \\ &+ \left(\frac{mR_L}{2} + \hat{m}'\hat{a}'\right)g\cos(\theta) \end{aligned} \quad (20)$$

\hat{m}' و \hat{a}' تخمینی از مقدار واقعی پارامترهای موجود در دینامیک اصلی سیستم است. خطای ردگیری زاویه مفصل ربات مطابق رابطه (21) تعریف می‌شود.

$$\tilde{\theta} = \theta - \theta_d \quad (21)$$

سپس سطح لغزش براساس خطای ردگیری و مشتقش مطابق با رابطه (22) تعریف خواهد شد [23].

$$s = \dot{\tilde{\theta}} + \lambda\tilde{\theta} \quad (22)$$

با تعریف پارامتر s به عنوان سطح لغزش که تابعی از خطای ردگیری سیستم و مشتق آن است، همواره باقی ماندن سطح لغزش بر روی مقدار صفر، همگرایی حالت سیستم به مقدار مطلوب و صفر شدن خطای ردگیری را مطابق رابطه (23) نتیجه می‌دهد.

$$s = 0 \Rightarrow \dot{\tilde{\theta}} = -\lambda\tilde{\theta} \Rightarrow \tilde{\theta}(t) = e^{-\lambda t} \tilde{\theta}(0) \quad (23)$$

سیگنال کنترل باید به نحوی تعیین شود که سطح لغزش را در صفر نگه دارد و خارج از سطح لغزش، مربع فاصله تمامی مسیرهای حالت سیستم تا سطح لغزش کاهش یابد. به این شرط، شرط لغزشی می‌گویند که در رابطه (24) بیان شده است [23]. η یک پارامتر اکیداً مثبت است که تضمین می‌کند چنانچه مقدار پارامتر s در لحظه ابتدایی مخالف صفر باشد، با اعمال گشتاور کنترلی پس از طی یک زمان محدود، سطح لغزش به صفر می‌رسد.

$$\frac{1}{2} \left(\frac{d}{dt} s^2 \right) \leq -\eta|s| \quad (24)$$

سیگنال کنترل (τ) در مشتق اول سطح لغزش ظاهر خواهد شد و به این ترتیب با مساوی صفر قرار دادن مشتق سطح لغزش می‌توان مقدار سیگنال کنترل را به گونه‌ای تعیین کرد که تأمین‌کننده شرط لغزشی باشد. سیگنال کنترل از طریق روابط (25-28) محاسبه شده است.

$$\dot{s} = 0 \Rightarrow \ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d + \lambda(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) = 0 \quad (25)$$

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{\hat{M}}(\tau - \hat{G}) \quad (26)$$

$$\begin{aligned} \tau_{eq} &= \left(\frac{m}{3}R_L^2 + \hat{M}_{pf}\right) * (\ddot{\theta}_d - \lambda(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d)) \\ &+ \left(\frac{mR_L}{2} + \hat{m}'\hat{a}'\right)g\cos(\theta) = \hat{M}(\ddot{\theta}_d - \lambda(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d)) + \hat{G} \end{aligned} \quad (27)$$

$$\tau = \tau_{eq} - k\text{sgn}(s) \quad (28)$$

جمله ناپیوسته $k\text{sgn}(s)$ به منظور تأمین شرط لغزشی در حضور عدم قطعیت‌های موجود در دینامیک سیستم به جمله خطی‌ساز $eq\tau$ با علامت منفی افزوده شده است. انتخاب پارامتر k در تأمین پایداری و همگرایی خطا به صفر علی‌الخصوص غلبه بر نامعینی‌های مدل اهمیت ویژه‌ای دارد. در واقع این پارامتر باید به گونه‌ای انتخاب شود که از ماکزیمم نامعینی موجود در مدل همواره بزرگتر باشد. به همین منظور مقدار k مطابق رابطه (29) انتخاب می‌شود [23] که در آن F کران بالای خطای موجود در مدل‌سازی دینامیکی سیستم است.

$$k = F + \eta \quad (29)$$

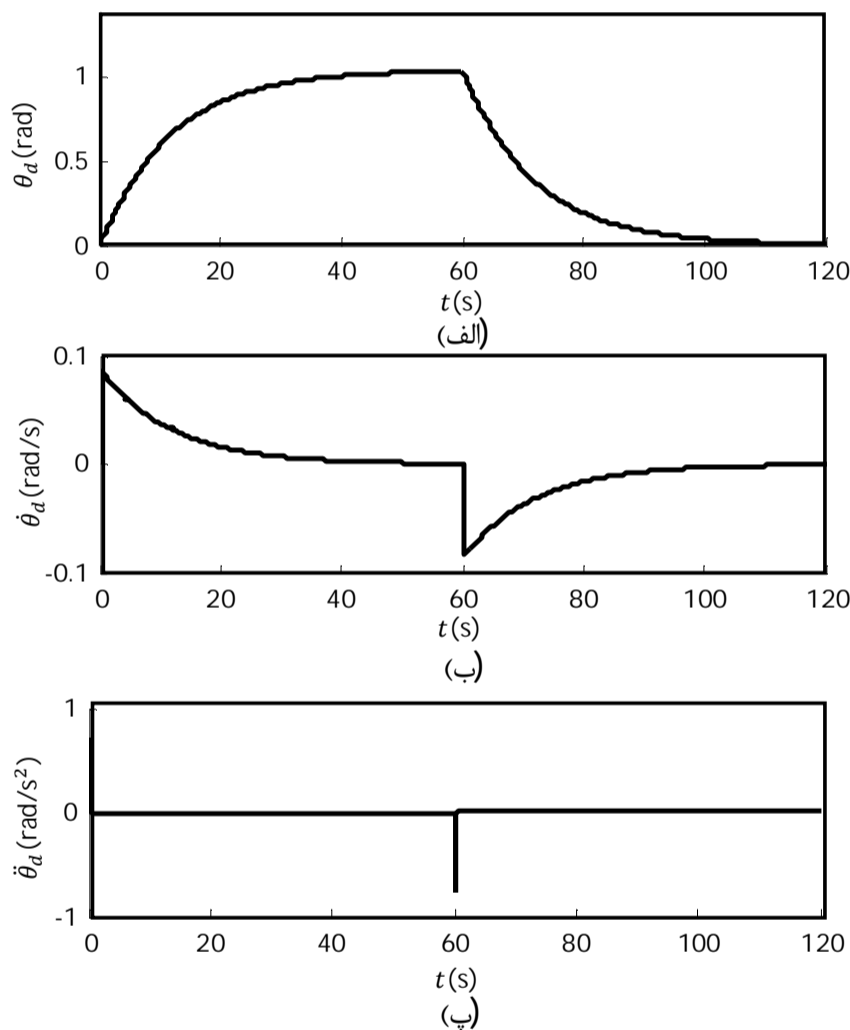
لازم به ذکر است که نحوه تعیین پارامتر F با توجه به بحث اثبات پایداری در بخش بعد ارائه خواهد شد. به منظور کاهش پدیده لرزش در سیگنال کنترل به جای استفاده از تابع علامت از تابع اشباع با پهنای باند 0/1 استفاده شده است. پارامترهای تخمینی سیگنال کنترل بر اساس مقادیر گزارش شده برای یک فرد مذکر مطابق جدول 1 تنظیم شده است [24].

رفع خطای ردگیری نیازمند افزایش بهره‌های تناسبی و مشتقی است که خود منجر به افزایش گشتاور محرکه خواهد شد.

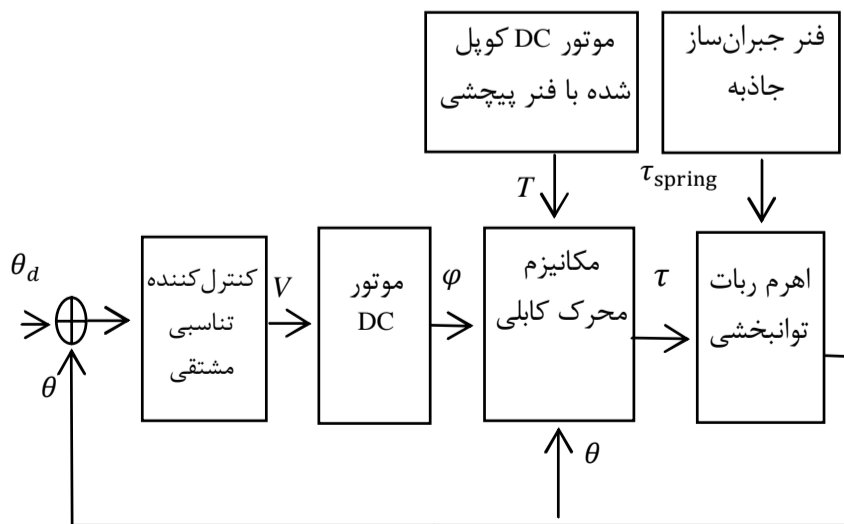
در مقایسه با مدل شماره 2، نتایج شبیه‌سازی در مدل شماره 1 نشان می‌دهد که استفاده از جبران‌سازی غیرفعال جاذبه به نحو موثری گشتاور مورد نیاز حرکت را کاهش می‌دهد. همچنین نتایج نشان می‌دهند که استفاده از فنر جبران‌سازی جاذبه حتی در شرایطی که تنها بخشی از نیروهای ثقلی را خنثی می‌کند، با افزایش سهم گشتاور برای ردگیری مسیر، باعث کاهش خطای ردگیری می‌شود.

5-2- آزمون شبیه‌سازی دوم

در آزمون دوم، عملکرد ربات توانبخشی یک بار با ایده غیرفعال و یک بار با ایده تلفیقی جبران‌سازی جاذبه در حضور اغتشاش‌های خارجی ارزیابی می‌شود. بیمار در تعامل نیرویی خود با ربات گاه ممکن است نیروی اغتشاشی به ربات وارد کند. نیروهای اغتشاشی در فاز شتابدار حرکت که اثر پذیری



شکل 5 مسیر مطلوب مفصل ربات در یک سیکل تمرین توانبخشی الف) موقعیت مطلوب ب) سرعت زاویه‌ای مطلوب پ) شتاب زاویه‌ای مطلوب



شکل 6 الگوریتم کنترل تناسبی مشتقی ربات توانبخشی آرنج

آزمون شبیه‌سازی محک خورده است. در آزمون اول اثر به کارگیری جبران‌سازی غیرفعال جاذبه در ربات توانبخشی آرنج ارزیابی می‌شود. در آزمون دوم عملکرد ربات توانبخشی با ایده‌های جبران‌سازی جاذبه به روش غیرفعال و تلفیقی در حضور اغتشاش خارجی مقایسه خواهد شد. مسیر مرجع برای یک سیکل تمرین توانبخشی در فضای مفصلی با استفاده از پاسخ تابع پالس یک تابع تبدیل مرتبه دوم با فرکانس طبیعی 1 رادیان بر ثانیه و ضریب میرایی 7 تولید شده است. تابع پالس با دوره 120 ثانیه‌ای، سیکل وظیفه 50 درصدی و مقدار نهایی $\pi/2$ رادیان به عنوان ورودی تابع تبدیل مرتبه دوم در نظر گرفته شده که شامل یک نیم سیکل جمع شدن آرنج و یک نیم سیکل باز شدن آن است. انتخاب مقادیر فرکانس طبیعی و ضریب میرایی بر اساس پاسخ فرکانسی تابع تبدیل مرتبه دوم برای ایجاد یک حرکت با سطوح سرعت و شتاب پایین با فرکانس 0/0083 هرتز بوده است. با تغییر مقادیر فرکانس طبیعی و ضریب میرایی بر پایه تحلیل پاسخ فرکانسی تابع تبدیل مرتبه دوم می‌توان حرکت آهسته‌تر و سریع‌تری نیز به راحتی طراحی کرد.

پاسخ تابع تبدیل مرتبه دوم به عنوان موقعیت مطلوب مفصل، مشتق اول و دوم پاسخ به ترتیب به عنوان سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مطلوب در نظر گرفته شده‌اند. موقعیت، سرعت و شتاب زاویه‌ای مطلوب مفصل در یک سیکل تمرین توانبخشی آرنج به ترتیب در شکل‌های 5-الف، 5-ب و 5-پ نشان داده شده است.

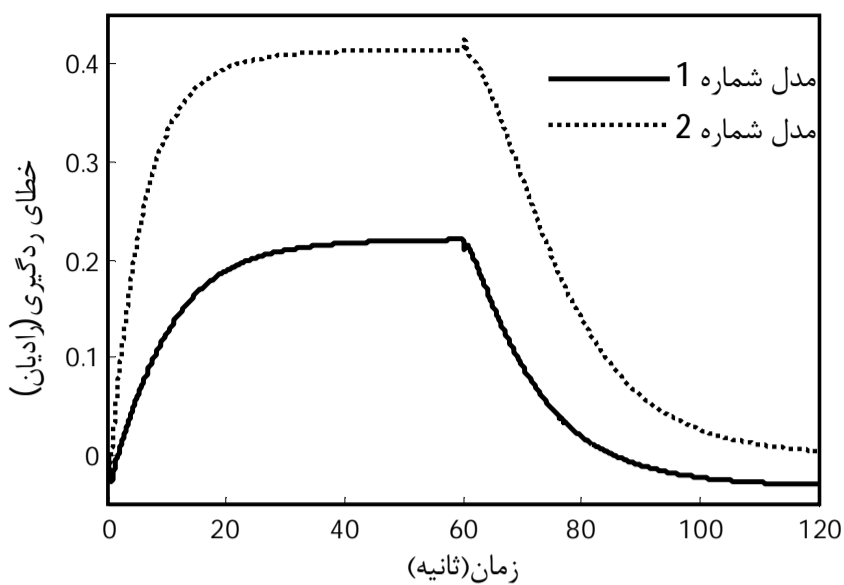
5-1- آزمون شبیه‌سازی اول

برای بررسی نقش جبران‌سازی غیرفعال جاذبه، عملکرد ربات با الگوریتم کنترلی شکل 6، در دو شبیه‌سازی سنجدیده خواهد شد. در شبیه‌سازی اول (مدل شماره 1) از فنر جبران‌سازی جاذبه برای خنثی کردن اثر وزن ربات و اندام بیمار استفاده شده است. در شبیه‌سازی دوم (مدل شماره 2) فنر جبران‌سازی جاذبه از الگوریتم راه‌اندازی ربات حذف شده و عملکرد ربات تنها تحت کنترل تناسبی مشتقی ارزیابی شده است. کنترل‌کننده تناسبی مشتقی با ضرب بهره‌های کنترلی در خطای ردگیری و اصلاح زاویه اعمال نیروی کشش کابل، گشتاور لازم را از طریق محرکه کابلی به ربات اعمال می‌کند. برای تامین گشتاور مورد نیاز حرکت، نیروی کشش کابل ثابت 100 نیوتن در نظر گرفته شده و گشتاور محرک ربات با تغییر زاویه اعمال نیروی کشش کابل تنظیم می‌شود. بهره‌های تناسبی و مشتقی نیز به ترتیب برابر 20 و 5 هستند.

در هر دو مدل شبیه‌سازی ربات با الگوریتم کنترلی شکل 6، سیکل تمرین توانبخشی با یک ساعد 1/5 کیلوگرمی انجام شده است. به طور کلی در آزمون شبیه‌سازی اول از حضور نیروهای اغتشاشی خارجی صرفه نظر شده و فرض بر این است که بیمار در تعامل نیرویی با ربات، هیچ نیروی اغتشاشی به آن وارد نمی‌کند.

موقعیت و سرعت زاویه‌ای مفصل برای مدل شماره 1 و 2 به همراه مسیر مرجع، در شکل 7-الف و شکل 7-ب نشان داده شده‌اند. گشتاوری که برای انجام یک سیکل تمرین توانبخشی با ساعد دست 1/5 کیلوگرمی لازم است بر اساس قانون کنترل تناسبی مشتقی با بهره تناسبی 20 و بهره مشتقی 5 به دست آمده و در شکل 8 برای هر دو مدل نشان داده شده است. خطای ردگیری موقعیت مفصل نیز در شکل 9 نشان داده شده است.

نتایج حاصل از شبیه‌سازی مدل شماره 2 نشان می‌دهد که ربات توانبخشی آرنج با کنترل‌کننده تناسبی مشتقی برای انجام یک سیکل تمرین توانبخشی با ساعد دست 1.5 کیلوگرمی به گشتاور بیشینه 8 نیوتن در متر نیاز دارد و این در حالی است که خطای ردگیری مقدار قابل توجهی دارد.



شکل 9 خطای ردگیری موقعیت در کنترل تناسبی مشتقی ربات توانبخشی برای مدل شماره 1 و مدل شماره 2

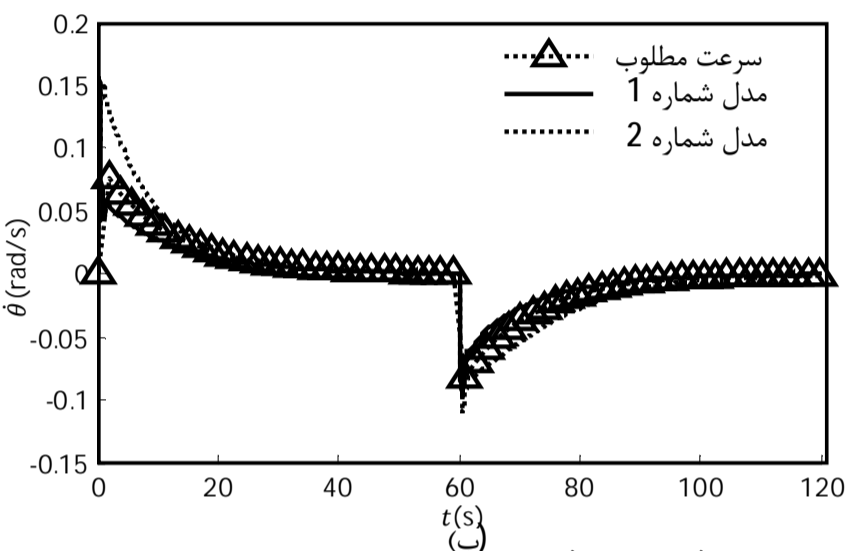
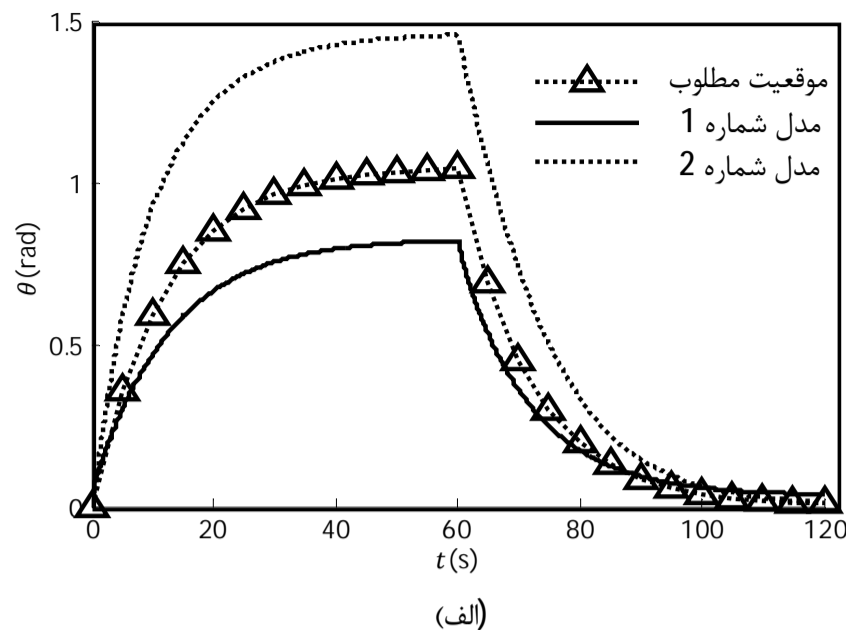
جرم ساعد دست وارد شده است. اغتشاش به صورت دو بخش نوسانی در فاز شتاب افزایش یافته و کاهنده حرکت گنجانده شده است. فرکانس اغتشاش در محدوده فرکانس حرکات طبیعی انسان (0 تا 1 هرتز) و نزدیک به کران بالا و کران پایین این محدوده تنظیم شده است. محدوده تغییر جرم ساعد دست برای مردان و زنان 18 تا 88 سال نیز به عنوان دامنه نوسانها لحاظ شده است. بار خارجی ناشی از وزن ساعد دست بیمار به صورت دو تابع دربردارنده اغتشاش با فرکانس زاویه‌ای 0/5 و 6/2 رادیان بر ثانیه به ترتیب در شکل‌های 10- الف و 10- ب نشان داده شده است.

مقدار مؤثر گشتاور جاذبه اندام بیمار، در واقع اختلاف مابین گشتاور نیروی وزن و گشتاور فنر است که در طی یک سیکل تمرین توانبخشی مقدار متغیری دارد. وجود این پارامتر متغیر به عنوان عدم قطعیت پارامتری موجود در مدل دینامیکی و همچنین رفع اثر پذیری از اغتشاش‌های خارجی مستلزم این است که کنترل کننده ربات مقاوم باشد. علاوه بر این عملکرد کنترل کننده نباید مزیت جبران‌ساز غیرفعال جاذبه را در کاهش گشتاور مورد نیاز حرکت ضایع کند.

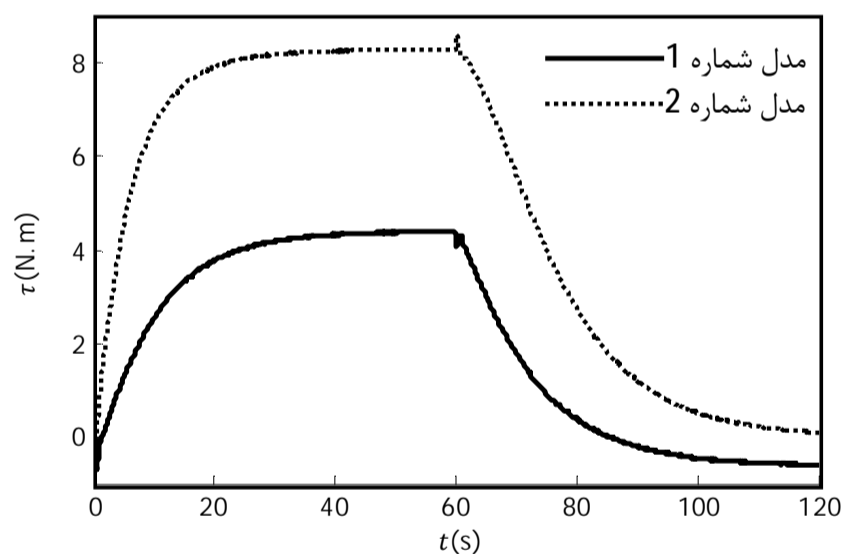
ایده تلفیقی جبران‌سازی جاذبه با بهره‌گیری از روش کنترل مد لغزشی برای جبران‌سازی فعال بخش نامعین گشتاور جاذبه محقق شده است. در الگوریتم راه‌اندازی ربات توانبخشی با ایده جبران‌سازی تلفیقی جاذبه دو حلقه کنترلی داخلی برای کنترل حلقه بسته چرخش دیسک و تنظیم گشتاور گنجانده شده است. به این ترتیب از تاثیر بارگذاری و اصطکاک بر روی دیسک راهنما کاسته می‌شود. با گرفتن بازخورد از مقدار گشتاور ایجاد شده در مفصل ربات و تنظیم آن در یک حلقه‌ی بسته داخلی، از تولید دقیق گشتاور کنترل کننده لغزشی در مفصل ربات اطمینان حاصل می‌شود. الگوریتم راه‌اندازی ربات توانبخشی با ایده تلفیقی جبران جاذبه و دو حلقه کنترلی داخلی در شکل 11 نشان داده شده است.

ایده جبران‌سازی جاذبه به روش غیرفعال همراه با کنترل کننده تناسبی مشتقی مطابق الگوریتم شکل 6 برای ربات توانبخشی آرنج یک بار در حضور اغتشاش فرکانس پایین و یک بار در حضور اغتشاش فرکانس بالا شبیه‌سازی شده است. همچنین ایده جبران‌سازی تلفیقی جاذبه مطابق با الگوریتم شکل 11 در حضور اغتشاش فرکانس پایین و فرکانس بالا شبیه‌سازی شده است. پارامترهای کنترل کننده مد لغزشی به صورت $\lambda = 5$ و $k = 400$ تنظیم شده‌اند.

موقعیت، سرعت، گشتاور و خطای ردگیری برای دو ایده جبران‌سازی



شکل 7 الف) موقعیت ب) سرعت زاویه‌ای مفصل ربات برای مدل شماره 1 و مدل شماره 2



شکل 8 گشتاور مورد نیاز برای انجام یک سیکل تمرین توانبخشی مفصل آرنج برای مدل شماره 1 و مدل شماره 2

ربات از نیروهای ضربه‌ای بیشتر است، باعث بروز نوسان در پاسخ دینامیکی ربات می‌شوند. بروز این نوسان‌ها که در واقع پاسخ دینامیکی فنر است، ناشی از کاستی و نقص مکانیزم جبران‌ساز غیرفعال جاذبه است.

در مکانیزم جبران‌ساز غیرفعال جاذبه تعادل استاتیکی مابین گشتاور نیروی وزن و گشتاور فنر جبران‌ساز تنها در نقطه تعادل برقرار است. اختلاف بین گشتاور نیروی وزن و گشتاور فنر جبران‌ساز با فاصله گرفتن از نقطه تعادل افزایش می‌یابد. این اختلاف در شرایطی که سختی فنر جبران‌ساز متناسب با جرم ساعد بیمار تنظیم نشده باشد، مقدار قابل توجهی دارد. در این شرایط وارد شدن نیروهای اغتشاشی به ربات عملکرد آن را به شکل نامطلوبی تحت تاثیر قرار می‌دهد. برای مقایسه عملکرد ایده تلفیقی جبران جاذبه و روش غیرفعال در شبیه‌سازی‌ها، اغتشاش خارجی به شکل نوسان در

کنترل کننده لغزشی جایگزینی تابع علامت با تابع اشباع پهنای باند 0/1 است. بنابراین حذف پدیده لرزش در سیگنال کنترل با پذیرفتن مقدار ناچیزی خطای حالت ماندگار میسر شده است.

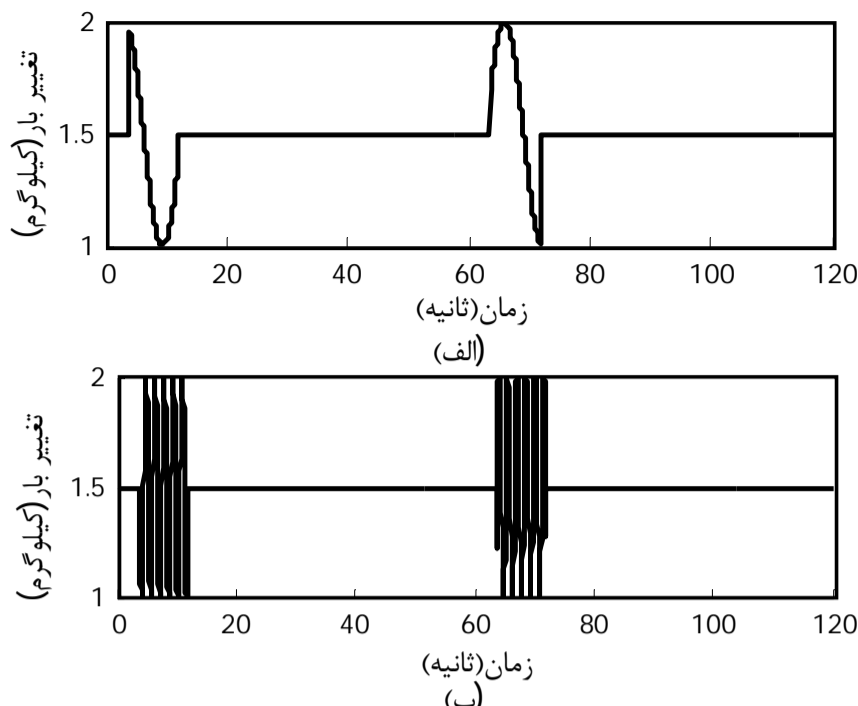
این در حالیست که کنترل کننده لغزشی طراحی شده برای ربات توانبخشی با 50% بیشینه تلاش کنترلی نسبت به آزمون شبیه سازی اول توانسته خطای ردیابی را تا 99% کاهش دهد و جبران سازی ناقص جاذبه را در حضور اغتشاش های خارجی رفع کند. اگرچه بیشینه تلاش کنترل کننده لغزشی با تناسبی-مشتقی در آزمون دوم تقریباً برابر است، اما تلاش کنترلی کنترل کننده لغزشی هموارتر است. از همه مهم تر، نقش موثر جبران ساز غیرفعال جاذبه در ربات توانبخشی آرنج به خوبی نمایان شده است.

6- نتیجه گیری

در این مقاله، ایده ای تلفیقی از روش های فعال و غیرفعال جبران سازی جاذبه برای ربات توانبخشی مفصل آرنج با محرکه کابلی، معرفی شده است. ایده تلفیقی مزیت روش غیرفعال را در کاهش گشتاور و مزیت روش فعال را در مقاوم بودن، به طور هم زمان دارد. روش فعال نقاط ضعف روش غیرفعال را بدون ضایع کردن مزیت آن، بر طرف می کند. از آنجا که تمرین های توانبخشی نیازمند توان مکانیکی بالاست، احتمال آسیب و تهدید ایمنی بیمار در تعامل نیرویی با ربات به شدت افزایش می یابد. یکی از راه کارهای کاهش توان مکانیکی فعال ربات، جبران سازی گشتاور مورد نیاز برای غلبه بر نیروهای ثقلی به روش غیرفعال است.

در نمونه ربات توانبخشی، وزن بازو با مکانیزم کابلی مبتنی بر تغییر طول فنر جبران سازی شده است. نقاط ضعف این روش جبران سازی غیرفعال جاذبه در ربات توانبخشی آرنج را می توان به شرح زیر بر شمرد:

1. جبران سازی کامل جاذبه به روش غیرفعال برای بیماران متفاوت مستلزم صرف وقت و هزینه در تجهیز ربات توانبخشی با فنر مناسب است.
 2. در مکانیزم جبران ساز غیرفعال جاذبه علی رغم جبران سازی کامل جاذبه در نقطه تعادل، تغییرات گشتاور جاذبه با تغییرات گشتاور حاصل از نیروی فنر، خارج از نقطه تعادل برابر نیست.
 3. جبران سازی ناقص جاذبه به روش غیرفعال و متفاوت بودن تغییرات گشتاور جاذبه و گشتاور فنر جبران ساز شرایطی را رقم می زند تا ربات توانبخشی متأثر از اغتشاش های خارجی رفتار نوسانی در پاسخ دینامیکی خود داشته باشد.
- مقایسه نتایج دو شبیه سازی آزمون اول نشان می دهد که به کارگیری

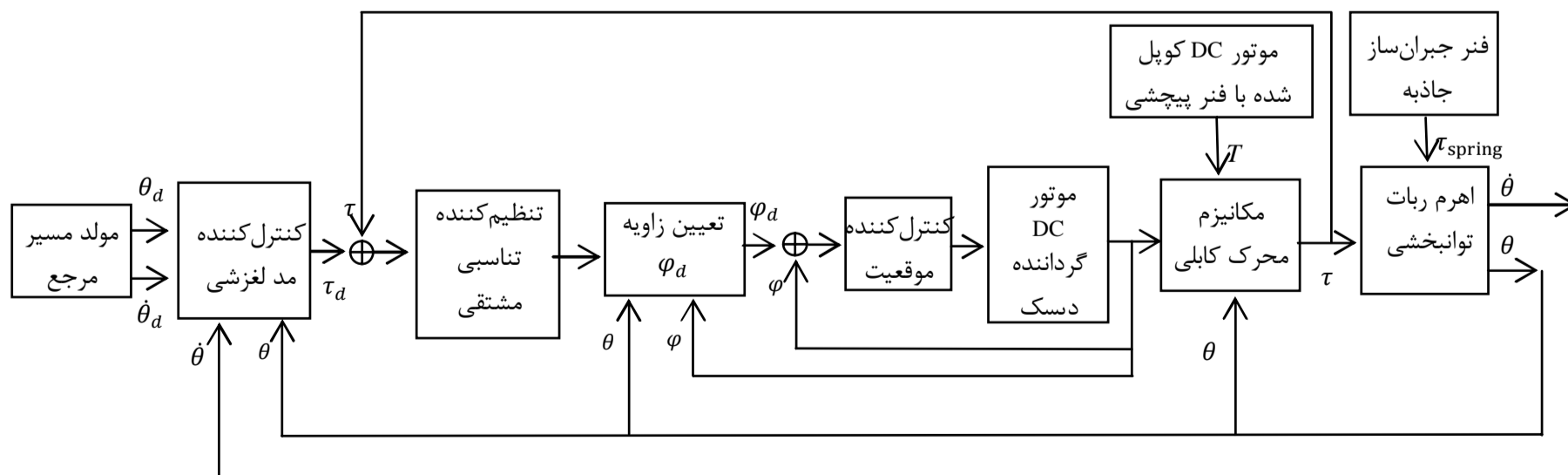


شکل 10 بار خارجی ناشی از وزن ساعد دست بیمار با دو بخش اغتشاشی الف) اغتشاش فرکانس پایین ب) اغتشاش فرکانس بالا

جاذبه در حضور اغتشاش فرکانس پایین به ترتیب در شکل 12- الف، شکل 12- ب، شکل 13 و شکل 14 نشان داده شده است. در ادامه، موقعیت، سرعت، گشتاور و خطای ردگیری برای دو ایده جبران سازی جاذبه در حضور اغتشاش فرکانس بالا به ترتیب در شکل 15- الف، شکل 15- ب، شکل 16 و شکل 17 نشان داده شده اند.

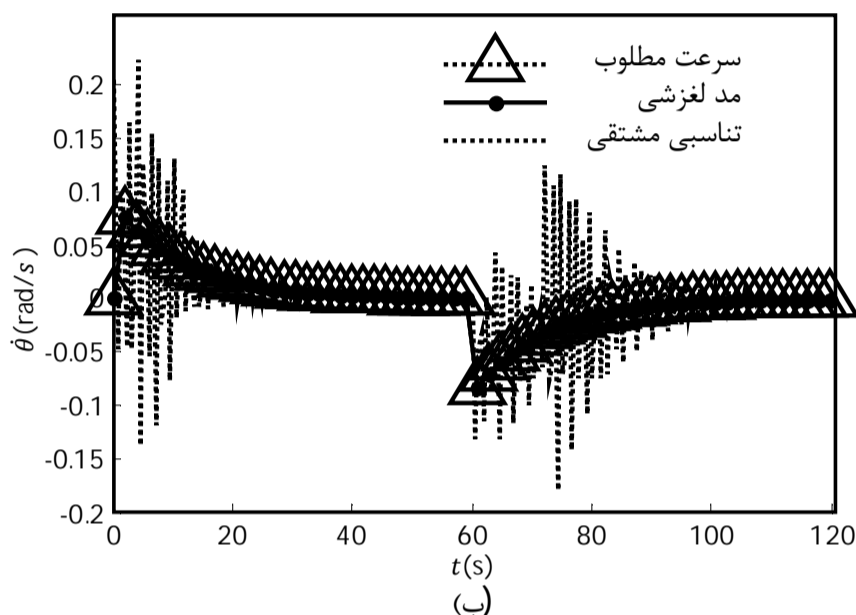
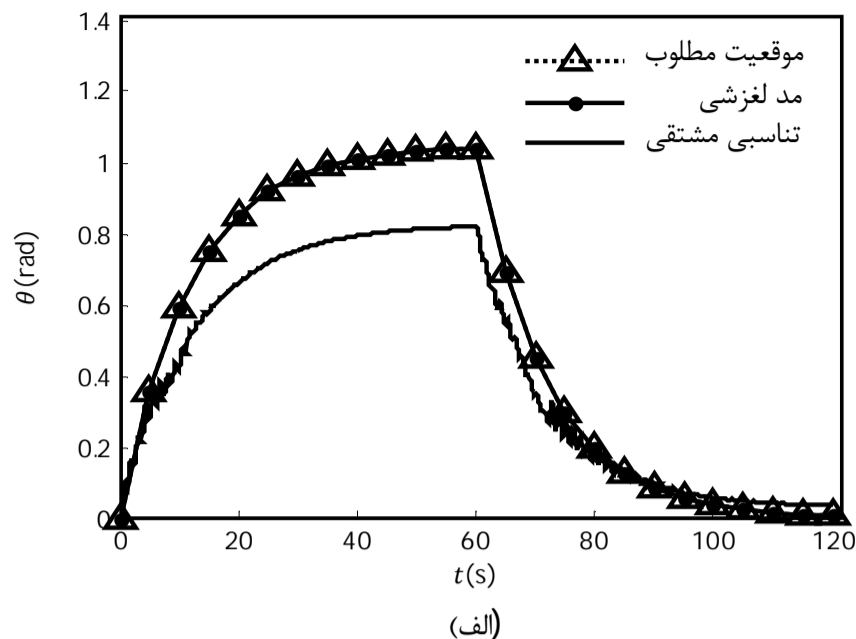
نتایج به دست آمده نشان می دهند که ربات با کنترل کننده تناسبی مشتقی از اغتشاش های خارجی تاثیر پذیرفته و رفتار قبلی را با عبور از اغتشاش ادامه داده است. در این میان تاثیر اغتشاش های فرکانس بالا به علت نزدیکی به فرکانس طبیعی سیستم بیشتر بوده است. کنترل کننده تناسبی مشتقی برای فرونشاندن نوسان ها، رفع اثرپذیری از اغتشاش های خارجی و کاهش خطای ردگیری نیاز به افزایش بهره های تناسبی و مشتقی دارد که خود باعث افزایش گشتاور محرکه می شود. افزایش گشتاور محرکه مزیت استفاده از جبران ساز غیرفعال جاذبه را در ربات توانبخشی آرنج ضایع می کند. نتایج به دست آمده از آزمون شبیه سازی دوم، نشان می دهد که کنترل کننده لغزشی توانسته بر اغتشاش های خارجی وارد به اهرم ربات غلبه کند و ضمن تامین اختلاف مقدار گشتاور جاذبه و گشتاور فنر جبران ساز، نوسان های ناشی از جبران سازی ناقص جاذبه را بر طرف کند.

مقدار بیشینه خطای ردگیری کنترل کننده لغزشی نسبت به بیشینه ی خطای ردگیری کنترل کننده تناسبی-مشتقی در آزمون اول 99/25% و در آزمون دوم 98/5% کاهش داشته است. دلیل صفر نشدن خطای ردگیری در

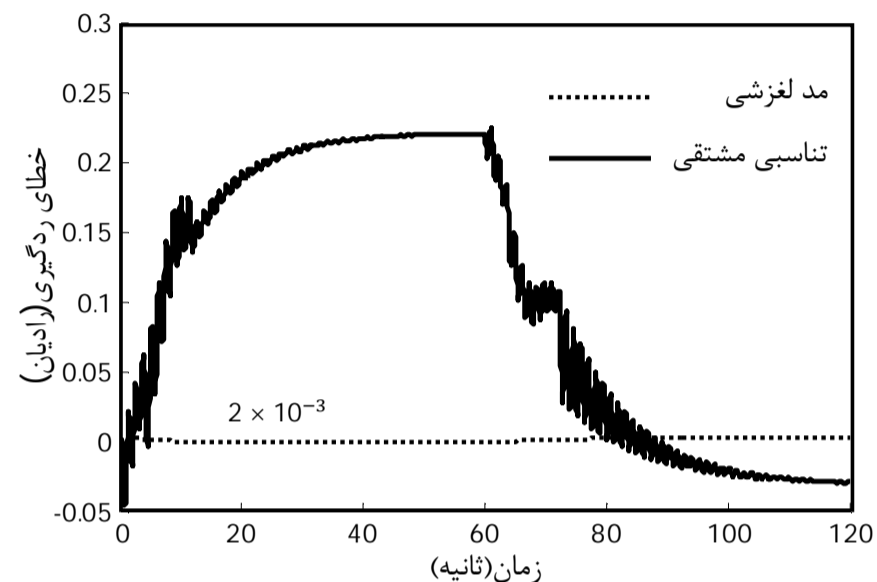


شکل 11 الگوریتم راه اندازی ربات توانبخشی با ایده تلفیقی جبران جاذبه و دو حلقه کنترلی داخلی

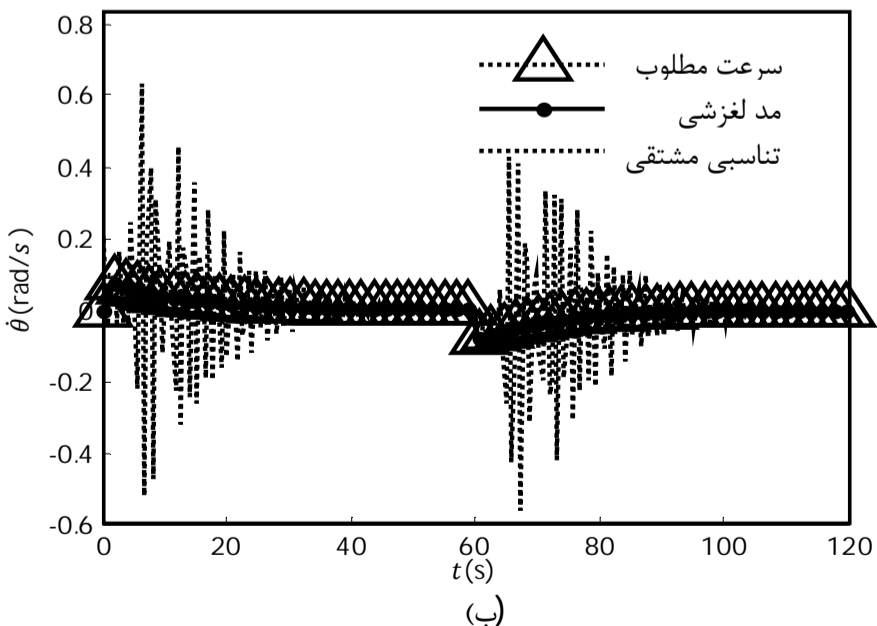
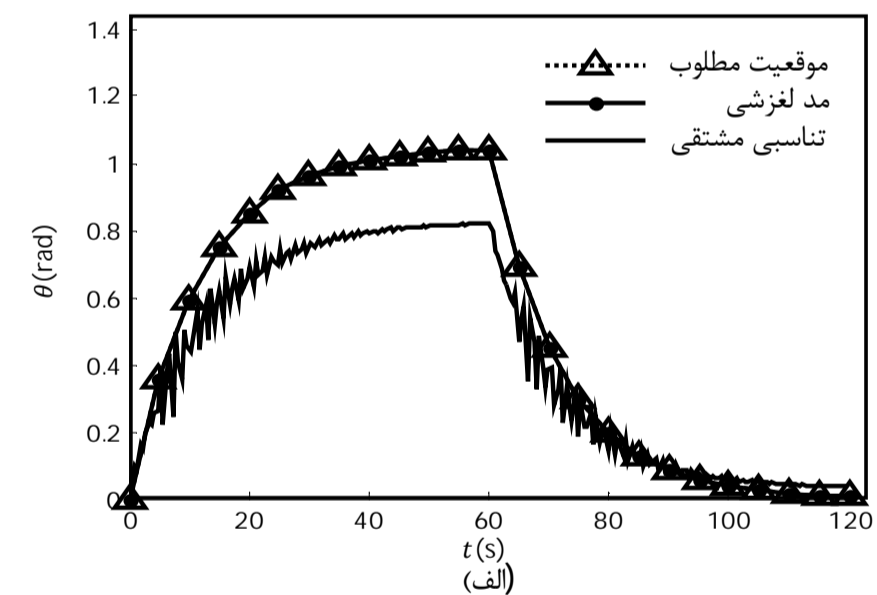
جبران ساز غیرفعال جاذبه را برطرف کرده و شرایطی را فراهم می کند تا نقش موثر جبران ساز غیرفعال جاذبه در کاهش گشتاور مورد نیاز حرکت در ربات توانبخشی مفصل آرنج نمود داشته باشد. علاوه بر این، کنترل کننده لغزشی، خطای ردگیری موقعیت را هنگام بروز اغتشاش های خارجی با تلاش هموارتری نسبت به کنترل کننده تناسبی مشتقی، به میزان 98% کاهش می دهد. کاهش گشتاور مورد نیاز حرکت، توان مصرفی ربات توانبخشی را کاهش داده و ایمنی ذاتی ربات توانبخشی را افزایش می دهد. ایده تلفیقی، جبران سازی جاذبه را در ربات توانبخشی مفصل آرنج به نحو موثری بهبود داده است. ایده تلفیقی ضمن ارتقا ایمنی ذاتی ربات، با رفع اثر پذیری ربات از



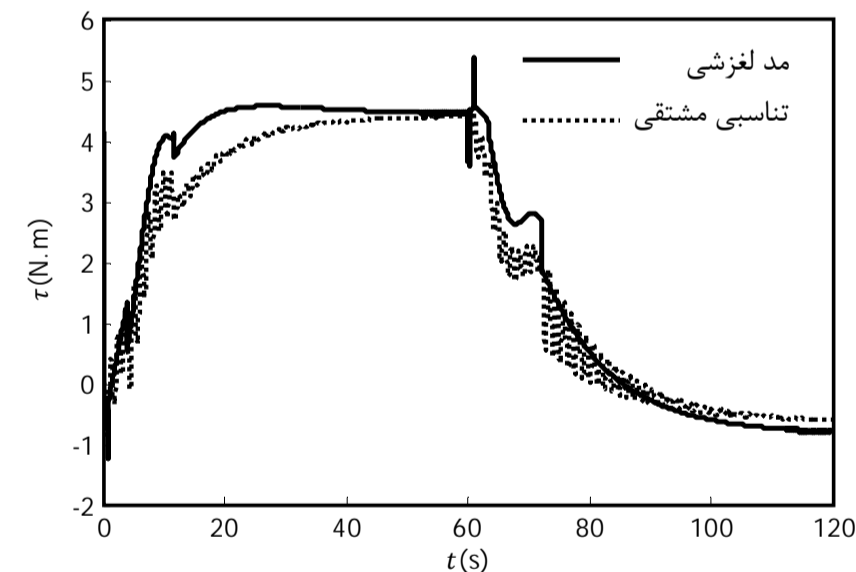
شکل 12 الف) موقعیت ب) سرعت زاویه ای مفصل در شبیه سازی کنترل تناسبی - مشتقی و لغزشی با فنر جبران ساز تحت بار اغتشاشی فرکانس پایین



شکل 14 خطای ردگیری موقعیت زاویه ای مفصل در شبیه سازی کنترل تناسبی - مشتقی و لغزشی با فنر جبران ساز تحت بار اغتشاشی فرکانس پایین



شکل 15 الف) موقعیت ب) سرعت زاویه ای مفصل در شبیه سازی کنترل تناسبی - مشتقی و لغزشی با فنر جبران ساز تحت بار اغتشاشی فرکانس بالا

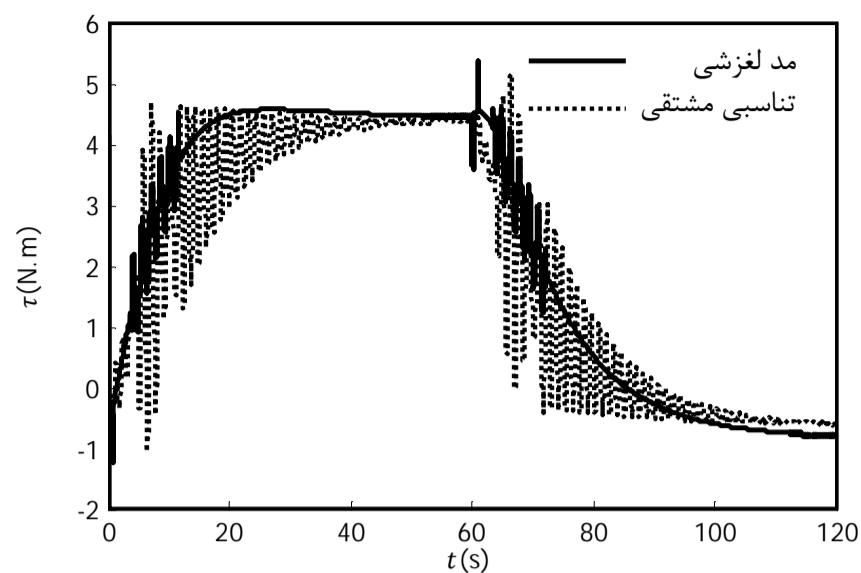


شکل 13 گشتاور محرکه کنترل کننده تناسبی - مشتقی و لغزشی با فنر جبران ساز تحت بار اغتشاشی فرکانس پایین

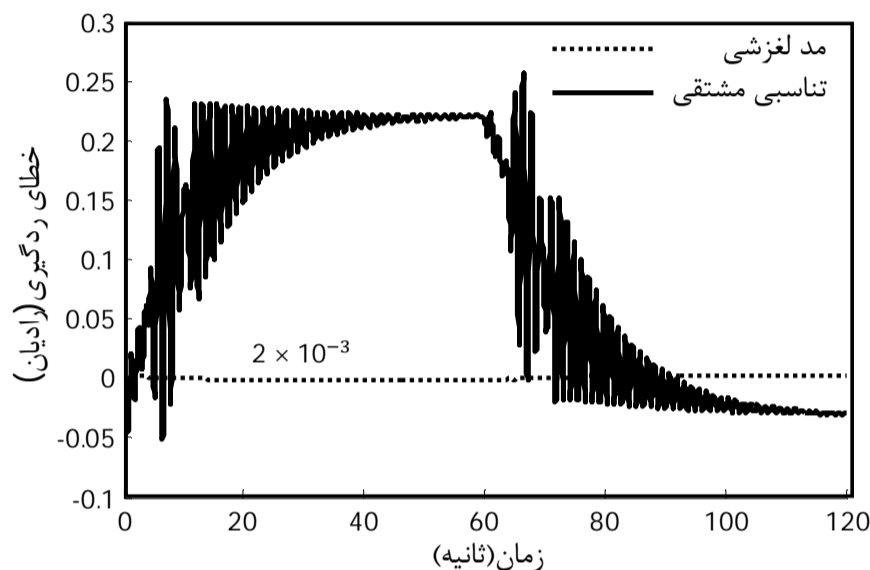
فنر جبران ساز جاذبه با تامین نیمی از گشتاور مورد نیاز حرکت، بیشینه تلاش کنترلی را 50% و بیشینه خطای ردیابی را 25% کاهش داده است. اما عملکرد ربات از اغتشاش های خارجی و جبران سازی ناقص جاذبه به شکل نامطلوبی تاثیر پذیرفته است.

نتایج حاصل از شبیه سازی ها در آزمون دوم نشان می دهد که روش تلفیقی جبران سازی جاذبه با کنترل کننده لغزشی طراحی شده، بیشینه تلاش کنترلی را نسبت به آزمون اول 50% کاهش داده و نسبت به آزمون دوم تلاش کنترلی هموارتری ارائه کرده است و با همین تلاش کنترلی نقاط ضعف

- Mechanism and Machine Theory*, Vol. 43, pp. 565–575, 2008.
- [4] N. Tolou, G. Smit, A.A. Nikooyan, D.H. Plettenburg, J.L. Herder, Stiffness compensation mechanism for body powered hand prostheses with cosmetic covering, *ASME Journal Med. Devices*, Vol. 6, 2012.
- [5] R. Rizk, S. Krut, E. Dombre, Design of a 3D gravity balanced orthosis for upper limb, *IEEE International Conference Robot. Autom.*, Pasadena, CA, USA, May 19–23, pp. 2447–2452, 2008.
- [6] Y. Y. Lee, D. Z. Chen, Determination of spring installation configuration on statically balanced planar articulated manipulators, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 74, pp. 319–336, 2014.
- [7] B. Lenzo, A. Frisoli, F. Salsedo, M. Bergamasco, New Gravity Balancing Technique and Hybrid Actuation for Spatial Serial Manipulators, *Advances in Robot Kinematics*. Springer International Publishing, pp. 419–427, 2014.
- [8] M. Vasic, A. Billard, Safety issues in human-robot interactions, *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE, 2013.
- [9] M. Laffranchi, N. G. Tsagarakis, D. G. Caldwell, Improving Safety of Human-Robot Interaction Through Energy Regulation Control and Passive Compliant Design. *Human Machine Interaction-Getting Closer*, 2011.
- [10] V. Arakelian, B. Sébastien, Balancing of Linkages and Robot Manipulators: Advanced Methods with Illustrative Examples. Vol. 27. Springer, 2015.
- [11] H. Vallery, J. Veneman, E. V. Asseldonk, R. Ekkelenkamp, M. Buss, H. V. D. Kooij, Compliant actuation of rehabilitation robots, *Robotics & Automation Magazine*, IEEE, Vol. 15, No. 3, pp. 60–69, 2008.
- [12] Y. P. Lin, W. B. Shieh, D. Z. Chen, Design of statically balanced planar articulated manipulators with spring suspension, *Robotics*, IEEE Transactions on, Vol. 28, No.1, pp. 12–21, 2012.
- [13] A. Stienen, E. Edsko, E. Hekman, F. Van der Helm, G. Prange, M. Jannink, M. Aalsma, H. Van der Kooij, Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities article, *Rehabilitation Robotics*, Vol. 12, No. 3, pp. 804–808, 2007.
- [14] S. Masiero, M. Armani, G. Rosati, Upper-limb robot-assisted therapy in rehabilitation of acute stroke patients: focused review and results of new randomized controlled trial, *Journal Rehabil. Res. Dev.*, Vol. 48, No.4, pp. 355–366, 2011.
- [15] S. Roderick, C. Carignan, Designing safety-critical rehabilitation robots, *INTECH Open Access Publisher*, 2007.
- [16] H. Nijmeijer, A. Van der Schaft, *Nonlinear dynamical control systems*, Springer Science & Business Media, 2013.
- [17] L. Marchal-Crespo, D. J. Reinkensmeyer, Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 6, No.1, 2009.
- [18] C. C. de Wit, B. Siciliano, G. Bastin, *Theory of robot control*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [19] Q. Lu, C. Ortega, O. Ma, Passive gravity compensation mechanisms: technologies and applications. *Recent Patents on Engineering*, Vol. 5, No. 1, pp. 32–44, 2011.
- [20] M. Bamdad, H. Zarshenas, Robotic rehabilitation with the elbow stiffness adjustability, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 11, pp. 151–158, 2014 (In Persian)
- [21] W. T. Dempster, W. Taylor, G. Gaughran, Properties of body segments based on size and weight, *American Journal of Anatomy*, Vol. 120, No. 1, pp. 33–54, 1967.
- [22] I. Janssen, S. B. Heymsfield, Z. Wang, R. Ross, Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18–88 yr, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 89, No. 1, pp. 81–88, 2000.
- [23] Slotine, Jean-Jacques E., and Weiping Li. *Applied nonlinear control*. Vol. 60, Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1991.
- [24] R. Shadmehr, F. A. Mussa-Ivaldi, Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task, *The Journal of Neuroscience*, Vol. 14, No. 5, pp. 3208–3224, 1994.



شکل 16 گشتاور کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی و لغزشی با فنر جبران‌ساز تحت بار اغتشاشی فرکانس بالا



شکل 17 خطای ردگیری موقعیت مفصل در شبیه‌سازی کنترل‌کننده تناسبی-مشتقی و لغزشی با فنر جبران‌ساز تحت بار اغتشاشی فرکانس بالا

اغتشاش، ایمنی نسبی برای بیمار در تعامل نیرویی با ربات فراهم می‌کند که راحتی و امنیت بیمار را افزایش می‌دهد.

7- مراجع

- [1] N. Norouzi-Gheidari, P. S. Archambault, J. Fung, Effects of robot-assisted therapy on stroke rehabilitation in upper limbs: systematic review and meta-analysis of the literature, *Journal Rehabil. Res. Dev.*, Vol. 49, No. 4, pp. 479–496, 2012.
- [2] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, S. Leonhardt, A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 11, No. 1, 2014.
- [3] V. Arakelian, S. Ghazaryan, Improvement of balancing accuracy of robotic systems: application to leg orthosis for rehabilitation devices,