

استفاده از کنترل مود لغزشی تطبیقی در راندن یک اگزواسکتون افزایش‌دهنده قدرت بر مبنای کمینه‌سازی نیروهای تعاملی بین انسان و ربات

سید محمدرضا سید نورانی*
 استادیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، smrs.noorani@tabrizu.ac.ir
 جلیل بیرامزاد
 دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران، jalilbeyramzad@gmail.com

چکیده

ربات اگزواسکتون یک وسیله‌ی کمک حرکتی با ساختاری مشابه با سازکار اندام حرکتی انسان (دست یا پا) است که توسط محرکه‌های تعبیه‌شده به کاربر قدرت حرکت می‌دهد. اگزواسکتون‌ها با دو هدف عمده یعنی توانبخشی افراد ناتوان حرکتی و نیز افزایش قدرت انسان حین انجام کارهای سنگین توسعه یافته‌اند. راه‌رفتن طولانی به‌ویژه همراه با حمل بار یکی از مواردی است که انسان را دچار خستگی زودرس می‌کند. از این رو استفاده از اگزواسکتون‌ها برای افزایش قدرت در راهپیمایی‌های طولانی مطرح شده است. برای تحقق این هدف هماهنگی حرکت بین انسان و ربات ضروری است. روش‌های مختلفی برای کنترل تعامل حرکتی بین انسان و ربات اگزواسکتون ارائه شده است، که یک روش تخمین نیروی تعاملی و سعی در صفر کردن این نیرو است. در این روش نیروی تعاملی بین انسان و ربات بر اساس اختلاف حرکت مفصل‌های نظیر بین آنها تخمین زده می‌شود و نیازی به حساسه‌های نیرو برای سنجش نیروی تعاملی نخواهد بود. در راستای توسعه‌ی این راه‌کار، در این مقاله روش کنترل مود لغزشی با تنظیم تطبیقی ضرائب بهره‌ی لغزش ارائه شده و عملکرد آن با شرایطی که بهره‌ها ثابت باشند مقایسه می‌شود. برای هر دو روش کنترلی اثبات پایداری به روش لیاپانوف انجام می‌گیرد. ربات بر اساس یک مدل ۳ رابطی و برای اجرای حرکت پا در مرحله آونگی که شامل جابجایی‌های مفصلی بزرگ‌تر و سریع‌تر است مدل‌سازی می‌شود. در آخر عملکرد کنترل‌گرها روی این مدل با شبیه‌سازی عددی ارزیابی می‌شود. نتایج نشان می‌دهند روش کنترل مود لغزشی تطبیقی در ردگیری مسیرهای مرجع و صفر کردن نیروهای تعاملی موفق‌تر عمل می‌کند. **واژه‌های کلیدی:** ربات اگزواسکتون، نیروی تعاملی، کنترل مود لغزشی، قانون تطبیقی، ربات پوششی، توانبخشی، توان افزایشی.

Adaptive Sliding Mode Control in Driving a Power Augmentation Exoskeleton Based on Minimization Interaction Forces between Human and the Robot

M. R. Sayyed Noorani
 J. Beyramzad

Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
 Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

Exoskeleton robots are a motion-assist device having anthropomorphic (arm or leg) structure to power the user for movement via motoric actuators. The exoskeletons are developed for two main applications: rehabilitation of disabled patients, and augmentation of human power during working heavy jobs. Long walking especially with load carrying is a case causes early fatigue. Thus, exoskeletons provide a solution to enhance human power during long marches. To this end, coordination of movements between human and robot is necessary. Many strategies have been proposed to control the interaction between human and exoskeleton, which one method is estimation of the interaction force and try for zeroing this force. In this method the interaction force is estimated based on the difference of movement between corresponding joints of human and exoskeleton, so there is no need to load cells to measure the interaction force. In order to extend this strategy, in this paper we exploit the method of sliding mode control with adaptive sliding gains, and its performance is compared with the case in which the gains are constant. For both of methods the stability of controller is proved according to Lyapunov theory. The exoskeleton robot is modeled based on a 3-link articulated structure, and for performing the leg movement during swing phase at which the joint displacements and velocities are larger and faster. Finally, performance of the controllers on this model is evaluated via numerical simulations. The results show the adaptive sliding mode control is more successful in tracking references and zeroing the interaction forces.

Keywords: Exoskeleton Robot, Interaction Force, Sliding Mode Control, Adaptive Law, Wearable Robot, Rehabilitation, Power Augmentation.

۱- مقدمه

قابلیت حرکت در بستر زمین‌های ناهموار و سخت از جمله دلایلی است که استفاده‌ی آنها را محدود می‌کند [۱-۲]. راه‌حل دیگر ربات‌های اگزواسکتون افزایش‌دهنده قدرت هستند، که کاربر انسانی آن را به تن کرده و تحمل وزن بار را به ربات می‌سپارد. در واقع اگزواسکتون یک ربات اسکلت‌گونه با محرکه‌های فعال جهت تولید کار مثبت و افزودن آن به توان ماهیچه‌های پا به منظور افزایش قدرت آنها می‌باشد [۳]. هدف مطلوب آن است که ربات اگزواسکتون با تماس

حمل بار یا وسایل سنگین طی یک راه‌پیمایی نسبتاً طولانی (در مقایسه با توان انسان) در شرایطی که راه شامل ناهمواری‌ها و موانع است، هنوز از مسائل موجود در زندگی بشری است. یکی از راه‌کارهای پیشنهادی برای حل این مسئله استفاده از ربات‌های متحرک مانند ربات‌های چرخ‌دار و پادار است. البته توانایی آنها در عبور از موانع و نیز

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: smrs.noorani@tabrizu.ac.ir

تاریخ دریافت: ۰۰/۰۲/۱۶

تاریخ پذیرش: ۰۰/۰۳/۲۱

فیزیکی که با اندام پای انسان برقرار می‌کند قادر به دنبال کردن جابجایی‌های آن اندام‌ها باشد و البته وزن بار محمول به واسطه‌ی آن به زمین منتقل شود. به عبارت دیگر اگزواسکتون یک اندام موازی برای تحمل بار و انتقال جریان نیرو به زمین خواهد بود که موازی با اندام اصلی قرار می‌گیرد و در عین حال می‌باید جابجایی اندام‌ها را حین حرکت به عنوان یک پیرو دنبال کند. به این ترتیب با ترکیب قدرت مکانیکی ماشین و قدرت تصمیم‌گیری هوشمندانه‌ی انسان یک دستگاه تعاملی انسان- ماشین^۱ شکل می‌گیرد که کاربر را قادر می‌سازد بارهای سنگین را در مسیرهای سخت، ناهموار و ناشناخته حمل کند [۴].

یکی از چالش‌های اساسی در موضوع اگزواسکتون‌ها تولید مسیر برای جابجایی‌های مفصلی ربات می‌باشد. این مسئله می‌بایست طوری انجام شود که نتیجه‌ی آن دنبال شدن آنی جابجایی اندام‌های حرکتی توسط ربات باشد. بدیهی است اگر جابجایی ربات نسبت به جابجایی اندام انسانی با تأخیر صورت گیرد موجب ترمز گرفتن حرکت می‌شود، و اگر تقدم داشته باشد موجب شتاب دادن به حرکت می‌شود؛ که هر دوی این موارد هماهنگی و تعادل در راه رفتن طبیعی شخص کاربر را به هم می‌زند. همچنین این نکته را توجه می‌کنیم که اگر حرکت اگزواسکتون و پا هماهنگ و بدون تقدم و تأخر انجام شود، هیچ نیروی کنش واکنش یا اصطلاحاً «تعاملی» بین آن دو ایجاد نمی‌شود. از این رو است که در این شرایط شخص کاربر هیچ نیروی خارجی در اندام پای خود حس نکرده و بدون کاهش یا افزایش سرعت حرکت طبیعی خود را انجام می‌دهد. اما در غیر از این شرایط نیروی تعاملی مانند یک اغتشاش خارجی سبب اختلال در حرکت طبیعی پا حین راه رفتن می‌شود. بنابراین می‌توان با اندازه‌گیری «نیروی تعاملی بین انسان و اگزواسکتون» روشی برای تولید و تصحیح جابجایی‌های مفصلی ربات اتخاذ کرد که طبق آن ربات به درستی جابجایی‌های پای انسان را دنبال کند. روشن است که برای این هدف کافی است یک کنترل‌کننده جابجایی‌های مفصلی اگزواسکتون را طوری اعمال کند که همواره نیروی تعاملی بین انسان و ربات صفر نگه داشته شود. به عبارت دیگر اگر الگوی حرکتی کاربر، در اینجا راه رفتن طبیعی، و مسیرهای مفصلی متناظر آن را به عنوان مرجع، و نیروی تعاملی را به عنوان اغتشاش خارجی در نظر بگیریم، آنگاه هدف کنترل‌کننده آن خواهد بود که مفاصل ربات را طوری حرکت دهد تا با حذف سریع اغتشاشات ناخواسته، ربات موفق به تعقیب مسیرهای مرجع شود [۴-۷].

مدلسازی تعامل فیزیکی انسان- ربات (pHRI)^۲ به طور گسترده در ادبیات فن بررسی شده است [۸]. به طور کلی می‌توان گفت سه روش عمده برای تشخیص و تعقیب حرکت ارادی انسان توسط ربات اگزواسکتون مطرح شده است. روش اول بر اساس داده‌گیری با الکترومایوگرافی سطحی^۳ است. برای مثال اگزواسکتون «هال»^۴ که با هدف ابزار کمک حرکتی بیماران مبتلا به اختلالات حرکتی طراحی شده است، از این روش بهره می‌گیرد [۹]. البته این روش در عمل با چالش‌های فراوانی مواجه است. برای نمونه، الکترودهای سطحی تنها اطلاعاتی از فعالیت فیبرهای عضلانی «سریع منقبض شونده» ارائه می‌دهند. علاوه

بر این پروفیل نیرویی آنها بسیار نوسانی است، و این خود عامل نویز در داده‌ها شده و نیاز به فیلتر کردن آنها را ایجاد می‌کند. بنابراین برای اطلاع از فعالیت تمام ماهیچه‌های سهیم در حرکت باید از الکترودهای داخلی استفاده کرد. حتی در این صورت نیز نمی‌توان رابطه‌ای یک به یک بین گشتاور یک مفصل و سیگنال EMG ماهیچه‌ای بخصوص به- دست آورد. زیرا یک ماهیچه در اجرای یک حرکت مفروض معمولاً هماهنگ با سایر ماهیچه‌ها عمل می‌کند. [۱۰].

روش دوم مبتنی بر کنترل‌کننده‌های مدل پایه و محاسبه‌ی گشتاور لازم از «دینامیک معکوس» می‌باشد. استخراج یک مدل دقیق از اگزواسکتون شرط اساسی برای موفقیت این روش است. در اینجا هیچ اطلاعات پسخوردی از کاربر، حتی نیروی تعاملی، در محاسبه‌ی قانون کنترلی نیاز نمی‌شود و تنها اطلاعات پسخوردی از ربات، مانند جابجایی و سرعت مفصلی، مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای نمونه در اگزواسکتون «BLEEX»^۵ که به منظور افزایش قدرت کاربر طراحی شده، برای کنترل حرکت پای آونگی (به طور مجزا) روشی به نام «تقویت حساسیت» ارائه شده است [۱۱]. در این روش بر خلاف معمول از «پسخورد مثبت» در حلقه بسته استفاده می‌شود و به این صورت با تقویت حساسیت ربات به اغتشاش خارجی، که همان نیرو یا گشتاور معادل اعمالی از سوی کاربر روی مفاصل اگزواسکتون است، حرکت ارادی کاربر دنبال می‌شود. قانون کنترلی بر اساس مدل دقیقی از دینامیک معکوس ربات و «ضرب تقویت‌کننده» تعریف می‌شود. اگر این مدل دقیق در اختیار باشد می‌توان انتظار داشت با اعمال «گشتاور محاسبه شده از دینامیک معکوس» توسط محرکه‌های اگزواسکتون، کاربر مقاومتی در برابر حرکت ارادی خود احساس نکند، یا به عبارت دیگر نیروی تعاملی (همان اغتشاش خارجی ربات) حذف شود. عیب اصلی این روش وابستگی «پایداری» آن به مدل دینامیکی است، و استخراج این مدل دقیق در مورد اگزواسکتون بسیار سخت است، زیرا تا حدی وابسته به شرایط بار و محیط است. از این رو تلاش‌هایی برای استخراج «مدل‌های تطبیقی» برای دینامیک معکوس با روش‌هایی چون شناسایی سیستم [۱۲] و یا شبکه‌های عصبی [۱۳] صورت گرفته، که البته اجرای آن در عمل دشوار است.

روش سوم بر اساس تعامل فیزیکی بین اندام انسانی و ربات می‌باشد [۷]. همان‌طور که اشاره شد، در این روش هدف کمینه کردن و یا صفر کردن «نیروهای تعاملی» می‌باشد. این نیروها با حساسه‌هایی که در نقاط تماس بدن و ربات نصب می‌شوند اندازه‌گیری می‌شود. مزیت این روش عدم نیاز به مدل دینامیکی ربات است و عیب آن حضور حساسه‌های زیاد در نقاط تماس، لزوم تماس صحیح بدن و ربات با حساسه‌ها، و حجم محاسبات لازم برای پردازش داده‌های گرفته شده از حساسه‌ها می‌باشد. البته این معایب می‌تواند با طراحی یک کنترل‌کننده‌ی مقاوم که از سرعت همگرایی خوبی نیز برخوردار باشد برطرف شود. آنگاه مسئله‌ی پایداری و نیاز به مدل دینامیکی که از چالش‌های پیچیده در روش تقویت حساسیت و گشتاور محاسبه شده به شمار می‌رفتند، به این روش حل می‌شوند.

¹ Human-Machine Interactive System

² physical Human-Robot Interaction

³ surface Electro-Myo-Graphy (sEMG)

⁴ HAL (Hybrid Assistive Limb)

⁵ BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)

۲- مدل دینامیکی ربات اگزواسکتون - پای آونگی

در این بخش معادلات حرکت پای آونگی یک اگزواسکتون انسان‌اندام^۵ توسعه داده می‌شود. از این مدل برای شبیه‌سازی عملکرد کنترل‌کننده استفاده می‌کنیم. همچنان‌که گفته شد، بر اساس روش مرسوم در ادبیات فن، به سبب بازه وسیع جابجایی‌های مفصلی در مرحله‌ی آونگی حرکت پا در هنگام راه‌رفتن، کنترل‌گرهای پیشرفته معمولاً روی پای آونگی بررسی و اعمال می‌شوند. به همین جهت، در اینجا نیز به استخراج معادلات حرکت پای آونگی بسنده می‌کنیم.

پای آونگی اگزواسکتون را به شکل یک ربات صفحه‌ای با سه درجه آزادی فعال (یعنی دارای محرکه) در نظر می‌گیریم. این مدل شامل رابط‌های متناظر با ران، ساق و پا است که از پایین به بالا در مفاصل قوزک، زانو و لگن در یک زنجیره‌ی سری به تنه متصل می‌شوند. هر یک از مفاصل به صورت لولایی ساده فرض شده و زوایای دوران مطابق با قرارداد مرجع وینتر^۶ [۲۰] سنجیده می‌شوند. دلیل این انتخاب آن است که حرکت ارادی کاربر همان الگوی راه‌رفتن طبیعی انسان بوده و در این مقاله این الگو بر اساس داده‌های «تحلیل گام بالینی» که توسط وینتر [۲۰] گزارش شده، تولید و شبیه‌سازی می‌شود. پای آونگی در دوره‌ی حرکت خود با زمین تماس نداشته، و تنها مانند یک آونگ نسبت به تنه تاب می‌خورد و به جلو می‌رود. اگر در این دوره‌ی حرکت، تنه را (که همراه با پای تکیه‌گاهی در «دوره‌ی ایستایش»^۷ قرار دارد) ثابت فرض کنیم، آنگاه معادلات حرکت پای آونگی اگزواسکتون به صورت زیر فرمول‌بندی می‌شود:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau_{act} + \tau_{int} \quad (۱)$$

که در اینجا، q بردار زوایای مفصلی موسوم به بردار «مختصات تعمیم-یافته»، $M(q)$ ماتریس جرم، $C(q, \dot{q})$ ماتریس اثرات شتاب‌های جانب مرکزی و کوریولیس، $G(q)$ بردار نیروهای گرانشی، τ_{act} بردار گشتاورهای مفصلی (ورودی)، و τ_{int} بردار گشتاورهای متناظر ناشی از نیروهای تعاملی هستند. در رابطه‌ی فوق ماتریس‌های $M(q)$ و $C(q, \dot{q})$ به ترتیب به صورت زیر محاسبه می‌شوند [۲۱]:

$$M(q) = \frac{\partial}{\partial \dot{q}} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) = \frac{\partial}{\partial \dot{q}} \left(\frac{\partial}{\partial \dot{q}} \sum_{k=1}^3 \left(\frac{1}{2} m_k \bar{v}_k^2 + \frac{1}{2} \bar{I}_k \omega_k^2 \right) \right) \quad (۱-۲)$$

$$= \sum_{k=1}^3 [m_k J^t(\bar{r}_k) J(\bar{r}_k) + \bar{I}_k J^t(\varphi_k) J(\varphi_k)] \quad (ب-۲)$$

که در روابط بالا T انرژی جنبشی کل، \bar{v}_k و ω_k به ترتیب سرعت خطی مرکز جرم و سرعت زاویه‌ای رابط k ام، $J(\bar{r}_k)$ و $J(\varphi_k)$ ماتریس‌های جاکوبی متناظر با آنها، \bar{I}_k و m_k به ترتیب جرم و لنگر اینرسی حول مرکز جرم رابط، و بالانویس t نماد ترانپوز می‌باشند. به علاوه تکانه‌ی تعمیم یافته‌ی برابر با $G(q) = M(q)\dot{q}$ است. بردار $G(q)$ نیز به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$G(q) = \left[\frac{\partial V}{\partial q} \right]^t = \left[\frac{\partial}{\partial q} \sum_{k=1}^3 m_k g \bar{y}_k \right]^t = g \sum_{k=1}^3 m_k \left[\frac{\partial \bar{y}_k}{\partial q} \right]^t \quad (۳)$$

از روش‌های کنترلی مقاوم که در موضوع تعامل انسان و ماشین (ربات) زیاد به آن توجه شده است، روش «کنترل مود لغزشی»^۱ (SMC) می‌باشد [۱۴-۱۶]. از این روش برای کمینه کردن نیروی تعاملی در اگزواسکتون‌ها نیز استفاده شده است. برای مثال کا و همکارانش در سال ۲۰۱۶ از این روش در ربات اگزواسکتون خود با نام PRMI برای همین منظور بهره بردند [۱۷]. با این حال، یک مسئله‌ی نامطلوب آشنا در روش کنترل مود لغزشی بحث نوسان‌های شدید^۲ روی سطح لغزش و در نتیجه، تولید یک سیگنال کنترلی پرنوسان می‌باشد. یک روش کارآمد برای حل این مشکل تنظیم تطبیقی ضرائب بهره‌ی لغزشی است. علاوه بر این به دلیل آنکه ضرائب بهره‌ی لغزشی به صورت تطبیقی تنظیم می‌شوند نیازی به اطلاع از کران‌های بالا و پایین نامعینی‌های سیستم نخواهد بود [۱۸-۱۹].

در این مقاله به بررسی عملکرد کنترل‌کننده‌ی مود لغزشی تطبیقی برای صفر کردن نیروی تعاملی بین انسان و یک ربات اگزواسکتون که با هدف افزایش قدرت کاربر استفاده می‌شود، می‌پردازیم. به‌ویژه عملکرد «تطبیقی» این کنترل‌گر در تنظیم ضرائب بهره‌ی لغزشی را در مقایسه با کنترل‌گر مشابه که ضرائب آن ثابت است، مورد توجه قرار می‌دهیم. در ادبیات فن معمولاً کنترل پای تکیه‌گاهی اگزواسکتون، برای آنکه پیرو حرکت پای کاربر باشد، توسط یک کنترل‌گر ساده‌ی تناسبی- مشتقی (PD) انجام می‌شود. دلیل آن نیز این است که بازه‌ی جابجایی‌های مفصلی در این مرحله از گام حرکت کوچک است. از این رو کنترل-گرهای پیشرفته فقط در مرحله‌ی آونگی استفاده می‌شوند [۱۱، ۱۷]. از این رو در این مقاله بررسی عملکرد کنترل‌گر در مرحله‌ی آونگی و بر اساس یک مدل سه درجه‌ی آزادی شامل رابط‌های ران، ساق و پا^۳ انجام می‌شود. پس ابتدا مدل دینامیکی پای آونگی ربات به روش لاگرانژی محاسبه می‌شود. همچنین نیروی تعاملی بین انسان و ربات توسط یک مدل فنر و میراگر خطی مدل‌سازی می‌شود. الگوی راه‌رفتن طبیعی و یا به عبارت دیگر، مسیرهای مفصلی مرجع که نماینده‌ی حرکات ارادی کاربر حین حرکت است، بر اساس داده‌های «تحلیل گام بالینی»^۴ (CGA) تولید می‌شود. با کدنویسی مدل تعاملی انسان و اگزواسکتون، و کنترل-گرها، در نرم‌افزار متلب، عملکرد هر یک از کنترل‌گرها در صفر کردن نیروی تعاملی و توانایی آنها در تولید سیگنال‌های کنترلی بدون نوسان-های شدید بررسی خواهد شد.

در آخر به این نکته اشاره می‌کنیم که استفاده از یک قانون تطبیقی برای تنظیم ضرائب بهره در روش کنترل مود لغزشی، نوآوری اصلی این مقاله است. به‌علاوه، تحلیل پایداری کنترل‌گر پیشنهادی به روش «پایداری لیاپانوف» انجام می‌شود. شبیه‌سازی حرکت پای آونگی اگزواسکتون (با جابجایی‌های بزرگ) نشان می‌دهد عملکرد این کنترل-گر در «به صفر میل دادن» پیوسته‌ی نیروی تعاملی، و به تبع آن دنبال شدن حرکت ارادی پای کاربر توسط اگزواسکتون به خوبی صورت می‌گیرد. همچنین سیگنال کنترلی تولید شده توسط این کنترل‌کننده فاقد نوسان‌های شدید است.

⁵ Anthropomorphic
⁶ Winter
⁷ Stance Phase

¹ Sliding Mode Control (SMC)
² Chattering
³ Thigh, Shank, and Foot
⁴ Clinical Gait Analysis

که در رابطه‌ی بالا V انرژی پتانسیل گرانشی، g شتاب گرانشی زمین، و k ارتفاع مرکز جرم رابط k ام است. همچنین خوب است اشاره کنیم:

$$J(\bar{v}_k) = \frac{\partial}{\partial q} \begin{bmatrix} \bar{x}_k \\ \bar{y}_k \end{bmatrix} \Rightarrow \frac{\partial \bar{y}_k}{\partial q} = [0 \ 1] J(\bar{v}_k) \quad (4)$$

۳- مدل تعامل انسان و ربات

به علت دیدگاه کنترلی مفروض، سنجش و تخمین نیروی تعاملی که از طرف انسان به رابط‌های اگزواسکتون وارد می‌شود لازم است. سنجش این نیروها باید در نقاط تماس بدن با اگزواسکتون انجام شود. از این رو در نقاط تماس از نیروسنج‌هایی به عنوان حساسه استفاده می‌شود. با این حال اینجا برای شبیه‌سازی از یک مدل خطی برای محاسبه نیروی تعاملی استفاده می‌کنیم. به سبب بافت‌های نرم مثل پوست و گوشت و نیز لباس که بین بخش صلب (استخوان‌های) پای انسان در یک سمت، و رابط‌های اگزواسکتون در سمت دیگر قرار دارد، معمولاً از مدل‌های فنر و میراگر خطی برای مدلسازی نیروی تعاملی بین انسان و ربات استفاده شده است [۸-۱۰]. به عبارت دیگر تغییر حرکت نسبی بین پا و ربات به واسطه‌ی یک فیلتر مرتبه‌ی اول و به صورت نیروی تعاملی به طرفین منتقل می‌شود. در ربات واقعی این کمیت توسط یک حسگر نیرو سنجیده و به عنوان ورودی به کنترل‌کننده داده می‌شود. بنابراین مدل نیروی تعاملی بر اساس رابطه‌ی زیر خواهد بود:

$$f_{int} = k_{int}(r_h - r_e) + b_{int}(\dot{r}_h - \dot{r}_e) \quad (5)$$

که در رابطه‌ی فوق f_{int} نیروی تعاملی بین پای انسان و پای اگزواسکتون است که در یک نقطه‌ی تماس معین بر حسب حرکت نسبی آن دو محاسبه شده است. k_{int} و b_{int} ضرایب مدل خطی ارائه شده هستند. همچنین r و \dot{r} به ترتیب جابجایی و سرعت نسبی بین نقاط تماس‌اند که زیرنویس‌های h و e در آنها نماینده‌ی انسان و اگزواسکتون می‌باشد.

باید به این نکته اشاره کنیم که حداقل تعداد نقاط تماس می‌بایست یکی به ازای هر رابط باشد. البته هر چه بیشتر باشد کیفیت تعقیب حرکت بهتر خواهد شد. نکته‌ی دیگر آنکه محل تماس باید مشخص باشد. بدون آنکه از کلیت موضوع کنترلی کم شود، این نقاط را همان مراکز جرم رابط‌های ربات در نظر می‌گیریم. به علاوه فرض می‌کنیم نیروی اطلاق‌کاک بین عضو انسانی و رابط ربات ناچیز است و نیروی تعاملی تنها مؤلفه‌ای عمود بر عضو و رابط دارد. همچنین با کمی تسامح در مورد مکانیزم پای انسان، فرض می‌کنیم دارای مکانیزمی صفحه‌ای و موازی با اگزواسکتون است. آنگاه رابطه‌ی (۵) را به صورت زیر بازنویسی می‌کنیم [۱۷ و ۲۲]:

$$\tau_{int,i} = K_{int,i}(q)(q_h - q) + B_{int,i}(q)(\dot{q}_h - \dot{q}) \quad (6)$$

که در اینجا $\tau_{int,i}$ گشتاورهای متناظر از نیروی تعاملی در نقطه‌ی تماس i ام است که در مفاصل اگزواسکتون اعمال می‌شوند. $K_{int,i}(q) = K_{int,i}E(p_i)$ و $B_{int,i}(q) = b_{int,i}E(p_i)$ که در آن $E(p_i)$ تابع تأثیر نیروی تعاملی i ام در نقطه‌ی تماس p_i روی مفاصل ربات است، و به شکل زیر محاسبه می‌شود:

$$E(p_i) = J^t(p_i) {}^0R_i Y \quad (7)$$

که $J(p_i)$ جاکویی ${}^0R_i p_i$ ماتریس دوران چارچوب متصل به رابط i ام نسبت به زمین، و Y محور عمود بر رابط مفروض می‌باشد. در اینجا فرض شده است که محور X از چارچوب متصل در راستای رابط الصاق می‌شود.

۴- طراحی کنترل‌کننده - کنترل مود لغزشی

در اینجا به طراحی دو کنترل‌کننده بر اساس روش مود لغزشی می‌پردازیم. در طرح اول مقادیر بهره‌ی لغزشی ثابت انتخاب شده، و در طرح دوم بر اساس یک قانون تطبیقی تنظیم می‌شوند. به طور کلی، کنترل مود لغزشی روشی مقاوم و مناسب برای کنترل سیستم‌های خودگردان با وجود نامعینی‌ها و یا عدم قطعیت‌های احتمالی در مدل دینامیکی می‌باشد. این عوامل می‌تواند ناشی از اغتشاشات خارجی وارد بر سیستم نیز باشد. روش کنترل مود لغزشی قادر است با سرعت مناسب اثرات و آشفتگی‌های ناشی از همه‌ی این عوامل که به طور نامطلوب در پاسخ سیستم منعکس می‌شوند را حذف نماید [۲۳].

به همین سبب نیز این روش برای کنترل سیستم‌های غیرخطی مرسوم است. البته جهت تنظیم درست ضرایب بهره‌ی لغزشی لازم است اطلاعاتی در مورد محدوده‌ی نامعینی‌های سیستم در اختیار باشد.

کنترل مود لغزشی بر اساس لغزاندن (همان تحول در ترسیمه‌ی فاز^۱) حالت‌های سیستم روی یک سطح (و یا ابر سطح) لغزشی است به طوری که با لغزش روی این سطح، حالت‌ها به طور مجانبی به مبدأ (نقطه‌ی تعادلی) همگرا می‌شوند. اگر مسئله ردگیری مسیر باشد، آنگاه خطای ردگیری به صفر میل داده می‌شود. ضرایب بهره‌ی کنترلی در واقع شیب این صفحه‌ی لغزش را تعیین می‌کنند. بنابراین وظیفه‌ی کنترل‌گر نگهداری هر لحظه‌ی حالت‌ها روی سطح لغزش است. با این حال وجود اغتشاش سبب انحراف مسیر سیر به طرفین صفحه‌ی لغزش می‌شود و کنترل‌گر سریع به این انحراف پاسخ می‌دهد و این پاسخ منجر به قطع صفحه‌ی لغزش و تعویض سمت انحراف می‌شود. تکرار این عمل مسیری زیگزاکی و یا همان پر نوسان را حول صفحه‌ی لغزش شکل می‌دهد. این اثر یکی از معایب کنترل مود لغزشی محسوب می‌شود. یکی از راه‌های جبران آن تنظیم تطبیقی ضرایب بهره می‌باشد. در ادامه به طراحی دو کنترل‌گر مود لغزشی با ضرایب بهره‌ی ثابت و تنظیمی می‌پردازیم و پاسخ آنها را در صفر کردن اغتشاشات ناشی از نامعینی‌های سیستم و نیز آشفتگی‌های خارجی (همان نیروی تعاملی) روی پای آونگی اگزواسکتون مقایسه می‌کنیم.

۴-۱- کنترل مود لغزشی با ضرایب بهره‌ی ثابت

معادله‌ی حاکم بر حرکت پای آونگی اگزواسکتون بر اساس رابطه‌ی (۱) داده شده است. فرض کنیم به سبب نامعینی پارامترهای دینامیکی، مقادیر واقعی ماتریس‌های $M(q)$ ، $C(q, \dot{q})$ و $G(q)$ به صورت حاصل-جمع مقادیر نامی آنها و نامعینی‌های متناظر $\Delta M(q)$ ، $\Delta C(q, \dot{q})$ و $\Delta G(q)$ مفروض باشند؛ یعنی: $M = \hat{M} + \Delta M$ ، $C = \hat{C} + \Delta C$ ، و $G = \hat{G} + \Delta G$. آنگاه معادله‌ی حرکت (۱) بر حسب مقادیر نامی و نامعینی‌های پارامترهای دینامیکی ربات به صورت زیر در خواهد آمد:

¹ Phase portrait

$$\frac{1}{2} \frac{d}{dt} (s_i^2) \leq -\eta_i |s_i|, \quad \forall i = 1, 2, 3 \quad (18)$$

جهت برقراری شرط فوق، قانون کنترل مود لغزشی، \mathbf{u}_{SMC} ، به صورت زیر ارائه شده است [۲۳]:

$$\mathbf{u}_{SMC} = \hat{\mathbf{u}} + \mathbf{g}^{-1} K \operatorname{sgn}(\mathbf{S}) \quad (18)$$

که در این رابطه K ماتریس قطری متشکل از ضرایب مثبت مقدار K_i و $\operatorname{sgn}(\cdot)$ تابع علامت می‌باشد. همان‌طور که اشاره شد، قانون کنترلی مبتنی بر مود لغزشی معمولاً همراه با نوسان‌های شدید است. یک روش ابتدائی برای تخفیف این مشکل استفاده از تابع اشباع به جای تابع علامت در رابطه‌ی (۱۸) می‌باشد. تابع اشباع را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$\operatorname{sat}(s) = \begin{cases} s/|s| & |s| > 1 \\ s & |s| \leq 1 \end{cases} \quad (19)$$

به این ترتیب رابطه‌ی (۱۸) به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$\mathbf{u}_{SMC} = \hat{\mathbf{u}} + \mathbf{g}^{-1} K \operatorname{sat}(\Phi^{-1} \mathbf{S}) \quad (20)$$

که در این Φ ماتریس قطری شامل ضرایب مثبت مقدار φ_i است که جهت تعریف شیب توابع اشباع وارد معادله شده است. همچنین با توجه به رابطه‌ی (۱۰) می‌توان دریافت $\mathbf{g}^{-1} = \bar{M}(q)$ پس قانون کنترل مبتنی بر مود لغزشی در نهایت به شکل زیر بازنویسی می‌شود:

$$\mathbf{u}_{SMC} = \bar{M}(q)(-\mathbf{f} + \dot{q}_d + \Lambda \dot{q} + K \operatorname{sat}(\Phi^{-1} \mathbf{S})) \quad (21)$$

با انتخاب مناسب ضرایب ماتریس‌های K و Φ و نیز ضرایب بهره‌ی لغزش Λ قانون کنترلی فوق به واسطه‌ی دریافت پس‌خوردهای q و \dot{q} از حرکت مفاصل ربات اگر واسکلتون، خطای ردگیری را در مقایسه با مسیرهای مرجع q_d و \dot{q}_d که همان حرکت مفاصل کاربر حین راه رفتن طبیعی منظور می‌شود، به صفر میل خواهد داد. به این ترتیب اگر ربات حرکت کاربر را به درستی تعقیب کند نیروهای تعاملی بین آن دو نیز به صفر میل خواهد کرد.

برای اثبات پایداری این ردگیری، که بر اساس قانون کنترلی (۲۱) باشد، تابع لیاپانوفی به شکل زیر انتخاب می‌شود:

$$V = \frac{1}{2} \mathbf{S}^t \mathbf{S} \equiv \frac{1}{2} S^2 \quad (22)$$

می‌توان نشان داد تابع فوق شرایط تابع لیاپانوف را دارا است. بنابراین با در نظر گرفتن روابط (۱۳) و (۱۶) مستقیم مشتق زمانی آن را محاسبه می‌کنیم:

$$\dot{V} = \mathbf{S}^t \dot{\mathbf{S}} = -\mathbf{S}^t (\mathbf{f} + \mathbf{g} \mathbf{u} + \mathbf{w} + \Lambda \dot{q} - \dot{q}_d - \Lambda \dot{q}_d) \quad (23)$$

با جای‌گذاری رابطه‌ی (۲۰) به جای \mathbf{u} خواهیم داشت:

$$\dot{V} = \mathbf{S}^t \left(\dot{q}_d + \Lambda \dot{q} - \mathbf{f} - \mathbf{g} \left(\hat{\mathbf{u}} + \mathbf{g}^{-1} K \operatorname{sat}(\Phi^{-1} \mathbf{S}) \right) - \mathbf{w} \right) \quad (24)$$

و مجدد با جای‌گذاری رابطه‌ی (۱۷) به جای $\hat{\mathbf{u}}$ و ساده‌سازی خواهیم داشت:

$$\dot{V} = -\mathbf{S}^t (K \operatorname{sat}(\Phi^{-1} \mathbf{S}) + \mathbf{w}) \equiv \dot{V}_1 + \dot{V}_2 + \dot{V}_3 \quad (25)$$

که در رابطه‌ی فوق \dot{V}_i پایداری هر یک از درجات آزادی را به‌طور مستقل ارزیابی می‌کند. اگر هر سه‌ی آنها منفی باشند به این معنی خواهد بود

$$\bar{M}(q)\ddot{q} + \hat{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \hat{G}(q) + D(\ddot{q}, \dot{q}, q) = \tau_{act} + \tau_{int} \quad (8)$$

که در رابطه‌ی بالا $D(\ddot{q}, \dot{q}, q)$ بردار ناشی از نامعینی‌های پارامترها است که مانند یک آشفتگی خارجی به معادلات حرکت وارد شده است. رابطه-ی (۸) را به صورت زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$\ddot{q} = f(q, \dot{q}) + g(q, \dot{q})\tau_{act} + w(t) \quad (9)$$

که در اینجا:

$$\begin{aligned} f(q, \dot{q}) &= \bar{M}^{-1}(q) (\hat{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \hat{G}(q)) \\ g(q, \dot{q}) &= \bar{M}^{-1}(q) \\ w(t) &= \bar{M}^{-1}(q) (\tau_{int} - D(\ddot{q}, \dot{q}, q)) \end{aligned} \quad (10)$$

با انتخاب بردار متغیرهای حالت به صورت $X = [x_1, x_2]^t = [q, \dot{q}]^t$ به صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$\dot{X} = A(X) + B(X)U(t) + W(t) \quad (11)$$

که در آن، $A(X) = \begin{bmatrix} x_2 \\ f(q, \dot{q}) \end{bmatrix}$ ، $B(X) = \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ g(q, \dot{q}) \end{bmatrix}$ ، $U(t) = \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ \tau_{act} \end{bmatrix}$ و $W(t) = \begin{bmatrix} 0_{3 \times 1} \\ d(t) \end{bmatrix}$ می‌باشد.

از رابطه‌ی (۱۱) برای حل عددی معادلات دیفرانسیل حاکم بر سیستم استفاده خواهیم کرد. ولی دینامیک اصلی سیستم همان رابطه‌ی (۹) می‌باشد. از این رو برای طراحی کنترل‌گر همان رابطه‌ی (۹) مورد توجه است، و فقط نمادهای زیر برای سهولت رابطه نویسی تعریف می‌شوند:

$$\mathbf{f} \equiv f(q, \dot{q}), \quad \mathbf{g} \equiv g(q, \dot{q}), \quad \mathbf{u} \equiv \tau_{act}, \quad \mathbf{w} \equiv w(t) \quad (12)$$

و آنگاه رابطه‌ی (۹) خواهد شد:

$$\ddot{q} = \mathbf{f}_{3 \times 1} + \mathbf{g}_{3 \times 1} \mathbf{u}_{3 \times 1} + \mathbf{w}_{3 \times 1} \quad (13)$$

به علاوه شرط محدود بودن آشفتگی خارجی (نیروهای تعاملی) به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود:

$$|w_i| \leq \delta_i, \quad \forall i = 1, 2, 3 \quad (14)$$

سطوح لغزش به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$\mathbf{S} = \begin{Bmatrix} s_1 \\ s_2 \\ s_3 \end{Bmatrix} = \begin{cases} \dot{q}_1 + \lambda_1 \bar{q}_1 \\ \dot{q}_2 + \lambda_2 \bar{q}_2 \\ \dot{q}_3 + \lambda_3 \bar{q}_3 \end{cases} = (\dot{q}_d + \Lambda q_d) - (\dot{q} + \Lambda q) \quad (15)$$

که در اینجا $\bar{q} = q_d - q$ و $\dot{\bar{q}} = \dot{q}_d - \dot{q}$ بردارهای خطای ردگیری جابجایی و سرعت مفصلی بوده، که q_d و \dot{q}_d مقادیر مطلوب متناظر آنها هستند. به علاوه λ_i ضرایب بهره‌ی لغزش، و Λ ماتریس قطری متشکل از λ_i ها است.

بنا بر مرجع [۲۳] بهترین قانون کنترل برای خطای تعقیب سیستم از اعمال رابطه‌ی $\dot{\mathbf{S}} = 0$ به‌دست می‌آید. بنابراین ادعا و جای‌گذاری رابطه‌ی (۱۳) خواهیم داشت:

$$\dot{q}_d + \Lambda \dot{q}_d - \ddot{q} - \Lambda \dot{q} = \dot{q}_d + \Lambda \dot{q}_d - (\mathbf{f} + \mathbf{g}\mathbf{u}) - \Lambda \dot{q} = 0 \quad (16)$$

که از این رابطه می‌توان ورودی کنترلی، $\hat{\mathbf{u}}$ ، را محاسبه نمود:

$$\hat{\mathbf{u}} = \mathbf{g}^{-1}(-\mathbf{f} + \dot{q}_d + \Lambda \dot{q}) \quad (17)$$

به علاوه در مرجع [۲۳] عنوان شده است، شرط لازم برای تحقق لغزش بر صفحه‌ی تعریف شده‌ی \mathbf{S} آن است که:

$$\dot{V} = -\mathbf{S}^t(\Gamma\boldsymbol{\beta}(t) \text{sat}(\Phi^{-1}\mathbf{S}) + \mathbf{w}) - \tilde{\mathbf{K}}^t\Gamma|\mathbf{S}(t)| \quad (۳۴)$$

به مانند روشی که پیشتر ارائه شد، می‌توان گفت:

$$\begin{aligned} \dot{V}_i &= -s_i(\gamma_i\beta_i(t) \text{sat}(s_i/\varphi_i) + w_i) \\ &\quad - (k_i - \beta_i(t))\gamma_i|\mathbf{S}(t)| \\ &= -(w_i + k_i\gamma_i)|\mathbf{S}(t)| \\ &\leq -(-\delta_i + k_i\gamma_i)|\mathbf{S}(t)|, \quad \forall i = 1,2,3 \end{aligned} \quad (۳۵)$$

اکنون با فرض آنکه k_i طوری انتخاب شده باشد که پایداری روش معمول مود لغزشی را تضمین کند، آنگاه با جای‌گذاری رابطه (۲۸)، δ_i را حذف و رابطه (۳۵) را به‌صورت زیر بازنویسی می‌کنیم:

$$\dot{V}_i \leq -(\eta_i - k_i + k_i\gamma_i)|\mathbf{S}(t)| \leq -(\eta_i + k_i(\gamma_i - 1))|\mathbf{S}(t)| \quad (۳۶)$$

بار دیگر با ملاحظه‌ی شرط پایداری ذکر شده در رابطه (۱۸) خواهیم داشت:

$$-(\eta_i + k_i(\gamma_i - 1))|\mathbf{S}(t)| \leq -\eta_i|\mathbf{S}(t)| \quad (۳۷)$$

که از این نامساوی شرطی برای کران پائین ضرائب γ_i به‌دست می‌آید:

$$(1 - \gamma_i) \leq 0, \quad \Rightarrow \quad \gamma_i \geq 1 \quad (۳۸)$$

بنابراین با برقراری شرط فوق می‌توان مطمئن شد قانون کنترلی (۲۹) و قانون تطبیقی (۳۰) سیستم را چنان پیش خواهند برد که خطای ردگیری به طوری مجانبی به صفر میل خواهد کرد. بار دیگر این نکته تأکید می‌شود که در روش تطبیقی نیازی به اطلاعات قبلی از کران آشفتگی خارجی نیست و قانون تطبیقی ضرائب کنترلی را متناسب با میزان آشفتگی تنظیم می‌کند.

۵- ارائه نتایج شبیه‌سازی

در این بخش نتایج حاصل از شبیه‌سازی حرکت پای یک ربات اگزواسکتون در مرحله‌ی آونگی از راه رفتن طبیعی تحت عملکرد دو کنترل‌کننده مجزای مود لغزشی و مود لغزشی تطبیقی (که از این پس به اختصار تطبیقی نامیده خواهد شد) ارائه می‌گردد. در این شبیه‌سازی فرض‌های زیر اعمال شده است:

- ۱) تغییرات زوایای مفصلی پای آونگی کاربر انسانی مطابق داده‌های تجربی «تحلیل گام کلینیکی» برگرفته از مرجع وینتر ۲۰۰۹ [۲۰] در نظر گرفته می‌شود. این داده‌های تجربی و نیز حرکت شبیه‌سازی شده از گام برداشتن بر طبق آن (با تأکید بر حرکت پای آونگی) به ترتیب در شکل‌های ۱ و ۲ نشان داده شده است.
- ۲) چنانچه در مرجع وینتر ۲۰۰۹ [۲۰] ذکر شده است، فرکانس قطع در طیف فرکانسی داده‌های مربوط به راه رفتن طبیعی انسان حداکثر ۶ برابر دوره‌ی تناوب چرخه‌ی گام است. از این رو تغییرات زوایای مفصلی مرجع در بازه‌ی مربوط به مرحله آونگی بر اساس یک سری سینوسی شش جمله‌ای مطابق رابطه‌ی زیر برآزش (درون‌یابی) می‌شوند.

$$\theta^j = \sum_{i=1}^6 a_i^j \sin(b_i^j t + c_i^j), \quad \text{J} = \text{hip, knee, ankle} \quad (۳۹)$$

که ضرائب محاسبه شده a_i ، b_i ، c_i ، در جدول ۱ داده شده است. منحنی‌های درون‌یابی شده در مرحله آونگی در شکل ۱ رسم شده‌اند.

که \dot{V} کل سیستم منفی است. با این توضیح، \dot{V}_i به صورت زیر مفروض است:

$$\dot{V}_i = -s_i(k_i \text{sat}(s_i/\varphi_i) + w_i) \leq -(k_i - \delta_i) |s_i| \quad (۲۶)$$

که نامساوی آخر با ملاحظه‌ی رابطه (۱۴) و توجه به مثبت بودن حاصل-ضرب $s_i \text{sat}(s_i/\varphi_i)$ اعمال شده است. اکنون با لحاظ نمودن رابطه (۱۸) به عنوان شرط لازم پایداری لغزش روی صفحه‌ی \mathbf{S} ، خواهیم داشت:

$$\dot{V}_i \leq -(k_i - \delta_i)|s_i| \leq -\eta_i|s_i|, \quad \forall i = 1,2,3 \quad (۲۷)$$

و در نتیجه:

$$k_i \geq \eta_i + \delta_i, \quad \forall i = 1,2,3 \quad (۲۸)$$

عبارت فوق حد پائین ضرائب کنترلی k_i را بر حسب کران آشفتگی δ_i و نیز نرخ مطلوب پایداری η_i معین می‌کند. با انتخاب مناسب ضرائب k_i می‌توان از همگرایی مجانبی خطای ردگیری به صفر اطمینان حاصل کرد.

۴-۱- کنترل مود لغزشی با ضرائب بهره‌ی تطبیقی

هم‌چنان‌که در معادله (۲۸) می‌توان دید پیش‌بینی اولیه از کران آشفتگی برای تعیین ضرائب کنترلی k_i الزامی است. اگر مقدار k_i کمتر از حد لازم اختیار شود سبب ناپایداری سیستم شده، و اگر بیشتر از حد لازم باشد سبب مصرف بیش از اندازه‌ی انرژی و حتی به اشباع رفتن محرکه‌ها خواهد شد. برای حل این مشکل روش کنترل مود لغزشی با ضرائب بهره‌ی تطبیقی پیشنهاد می‌شود. به این روش نیازی به اطلاع قبلی از کران آشفتگی نبوده و ضرائب کنترلی طبق یک قانون تطبیقی در هر لحظه به‌روز می‌شوند. بنابراین، قانون کنترلی (۲۱) به‌صورت زیر اصلاح می‌شود:

$$\mathbf{u}_{ASMC} = \tilde{\mathbf{M}}(q)(-\mathbf{f} + \ddot{q}_d + \Lambda \dot{q} + \Gamma\boldsymbol{\beta}(t) \text{sat}(\Phi^{-1}\mathbf{S})) \quad (۲۹)$$

که در اینجا Γ ماتریس قطری با ضرائب مثبت مقدار γ_i است که تنظیم-گر سرعت تطبیق می‌باشد، و $\boldsymbol{\beta}(t)$ بردار شامل ضرائب است که از قانون تطبیقی زیر پیروی می‌کند:

$$\frac{d}{dt}\boldsymbol{\beta}(t) = \Gamma|\mathbf{S}(t)|, \quad \text{and} \quad \boldsymbol{\beta}(0) = 0 \quad (۳۰)$$

جهت بررسی پایداری قانون کنترلی (۲۹)، تابع لیاپانوفی به‌شکل زیر فرض می‌گیریم:

$$V = \frac{1}{2}\mathbf{S}^t\mathbf{S} + \frac{1}{2}\tilde{\mathbf{K}}^t\tilde{\mathbf{K}} \quad (۳۱)$$

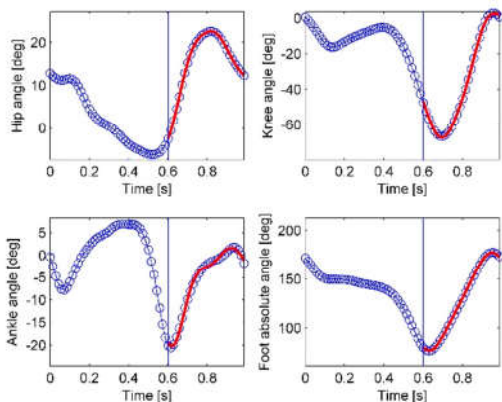
که برداری است شامل تفاضلات ضرائب کنترلی در قوانین (۲۱) و (۲۹):

$$\tilde{k}_i = k_i - \beta_i(t) \quad (۳۲)$$

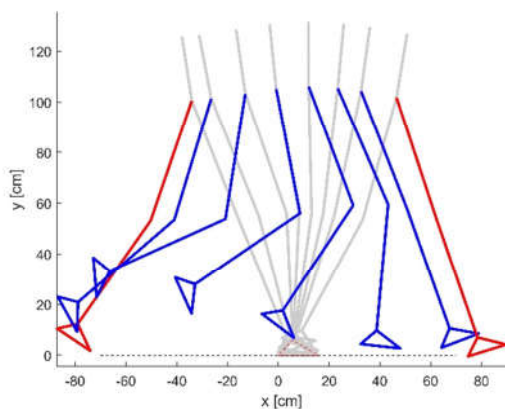
حال، مشتق زمانی تابع لیاپانوف را محاسبه می‌کنیم:

$$\dot{V} = \mathbf{S}^t\dot{\mathbf{S}} + \tilde{\mathbf{K}}^t\dot{\tilde{\mathbf{K}}} = -\mathbf{S}^t(\mathbf{f} + \mathbf{g}\mathbf{u} + \mathbf{w} - \ddot{q}_d - \Lambda \dot{q}) + \tilde{\mathbf{K}}^t\tilde{\mathbf{K}} \quad (۳۳)$$

با جای‌گذاری قانون کنترلی (۲۹) و ملاحظه‌ی رابطه (۳۰) خواهیم داشت:



شکل ۱- داده‌های تجربی «تحلیل گام کلینیکی» در یک تناوب کامل از راه رفتن طبیعی، مطابق با مرجع وینتر ۲۰۰۹ [۲۰]. منحنی درون‌یابی شده در مرحله آونگی با خط قرمز رسم شده است.



شکل ۲- توالی حرکت پای آونگی در یک قدم، مطابق با مرجع وینتر ۲۰۰۹ [۲۰]. لحظات آغاز و پایان در جدایش پنجه و برخورد پاشنه با رنگ قرمز رسم شده است.

در شکل‌های ۴ و ۵ ردگیری زوایای مفصلی و سرعت‌های زاویه‌ای مرجع مفاصل ران، زانو و قوزک پای آونگی مطابق با کنترلر مود لغزشی معمولی نشان داده شده است. به جز در نواحی بحرانی که روند تغییرات منحنی عوض می‌شود، ردگیری بدون خطای قابل ملاحظه صورت گرفته است. همین نتایج با کنترلر مود لغزشی تطبیقی در شکل‌های ۶ و ۷ نشان داده شده است. برای مقایسه‌ی عملکرد دو کنترل کننده در کیفیت ردگیری مسیرهای مرجع در شکل ۸ نواحی بحرانی منحنی‌ها بزرگ‌نمایی شده و ملاحظه می‌شود دقت کنترل‌گر تطبیقی در ردگیری زوایای مرجع در همگی مفاصل به ویژه در ران و قوزک به طور قابل ملاحظه‌ای بهتر بوده است؛ اما در مورد ردگیری سرعت‌های زاویه‌ای مرجع به نظر می‌رسد عملکرد کنترل‌گر تطبیقی در مفاصل ران و قوزک اندکی ضعیف‌تر بوده است. علت این امر می‌تواند به کوچک بودن ضریب b_{int} در مقابل k_{int} باشد که سبب می‌شود، آشفتگی ناشی از اختلاف سرعت‌های زاویه‌ای کمتر از آشفتگی ناسی از اختلاف در زوایای مفصلی باشد، و کنترل‌گر تلاش می‌کند با کمترین مقادیر ضرائب بهره عامل بزرگتر در ایجاد آشفتگی را از بین ببرد. در شکل‌های ۹، ۱۰ و ۱۱

(۳) با توجه به اینکه حرکت انتقالی مفصل ران پای آونگی تأثیری در بازه و نرخ جابجایی زوایای مفصلی آن ندارد، بنابراین عملکرد کنترل‌گرها را نیز چندان تغییر نمی‌دهد. از این رو مفصل ران را یک نقطه‌ی ثابت فرض کرده و دینامیک پای آونگی را بر این اساس استخراج می‌کنیم. این فرض به ساده شدن مدل دینامیکی از ۷ درجه به ۳ درجه آزادی کمک می‌کند. حرکت شبیه‌سازی شده‌ی پای آونگی بر این اساس و مطابق داده‌های وینتر ۲۰۰۹ [۲۰] در شکل ۳ نشان داده شده است.

(۴) جرم رابط‌های ران، ساق و پا، مطابق جدول ۲، به طور متمرکز در انتهای هر رابط لحاظ شده و به این ترتیب از گشتاور اینرسی آنها صرف‌نظر می‌شود.

(۵) از محاسبه‌ی تابع تأثیر نیروی تعاملی، $E(p_i)$ ، صرف نظر کرده و خطای ناشی از آن را می‌توان به عنوان آشفتگی در نظر گرفت. مقادیر ضرائب مدل تعاملی انسان و ربات در جدول ۳ داده شده است.

جدول ۱- ضرائب برازش سری سینوسی زوایای مفصلی در مرحله

		آونگی					
		1	2	3	4	5	6
hip	a_i	55.28	58.53	5.505	2.365	0.7077	0.1616
	b_i	3.224	4.084	11.69	19.09	33.02	44.53
	c_i	0.6789	3.411	-1.397	-0.2631	-2.504	1.945
knee	a_i	225.1	30.73	3.108	25.22	150.9	150.6
	b_i	0.1615	10.92	19.48	8.646	40.17	40.19
	c_i	0.02307	-0.3151	0.4686	3.106	0.8536	3.986
ankle	a_i	252.6	151.3	330.5	4.675	304.4	0.9816
	b_i	2.831	4.877	11.95	23.58	11.99	33.74
	c_i	0.2033	2.238	3.287	2.872	6.441	-3.586

جدول ۲- پارامترهای هندسی و دینامیکی مدل ربات اگزواسکلتون

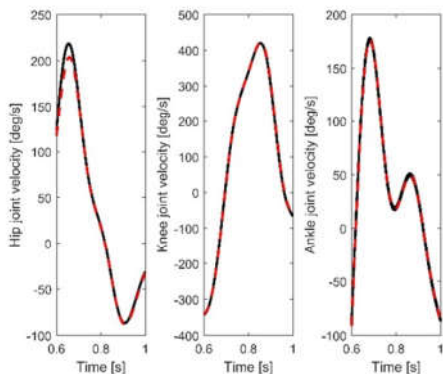
	Thigh link	Shank link	Foot link
Length (m)	0.50	0.50	0.15
Mass (kg)	7.50	3.25	1.00

جدول ۳- ضرائب مدل تعاملی انسان و ربات

i	1	2	3
k_{int}	715	510	323
b_{int}	24	19	14

جدول ۴- پارامترهای کنترلی

i	1	2	3
k_i	17	50	20
λ_i	1.00	1.00	0.10
φ_i	0.01	0.01	0.01

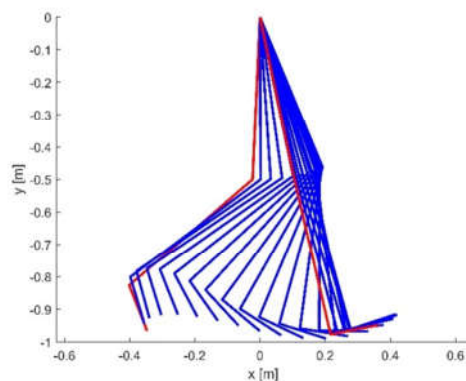


شکل ۵- عملکرد کنترل مود لغزشی در ردگیری سرعت‌های مفصلی مرجع (خط چین)، به ترتیب در مفاصل ران، زانو و قوزک.

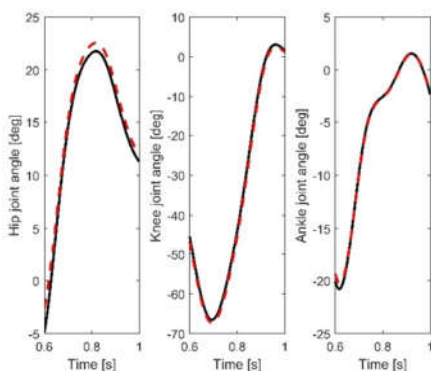
۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله به مقایسه‌ی دو روش کنترلی مقاوم در راندن یک اگزواسکتون که با هدف افزایش قدرت حین راه رفتن طبیعی مورد استفاده قرار می‌گرفت پرداختیم. هدف کنترلی کمینه نمودن نیروهای تعاملی بین انسان و ربات بود که برای کنترل‌گر به عنوان اغتشاش خارجی محسوب می‌شدند. با صفر شدن نیروهای تعاملی در واقع ربات حرکتی را اجرا می‌کرد که کاربر انسانی آن را اراده کرده بود. در اینجا حرکت مطلوب راه رفتن طبیعی منظور شد و مسیرهای مرجع متناظر، مطابق با داده‌های تجربی برگرفته از وینتر ۲۰۰۹ فراهم شدند. بر اساس شبیه‌سازی عددی نشان داده شد که عملکرد کنترل مود لغزشی تطبیقی در مقایسه با روش معمول آن مناسب‌تر و دقیق‌تر است؛ زیرا اولاً روش تطبیقی نیازی به اطلاع اولیه از کران اغتشاشات خارجی نمی‌داشت و از این رو لازم نبود بهره کنترلی به طور محافظه‌کارانه بزرگ انتخاب شود. ثانیاً بهره مطابق قانون تطبیقی به مقداری نسبتاً بهینه همگرا می‌شد، طوری که لرزش‌ها حول سطح لغزش حذف شده و بدین ترتیب سیگنال کنترل عاری از نوسانات شدید بود. ثالثاً خطای ردگیری زوایای مفصلی صفر می‌شد.

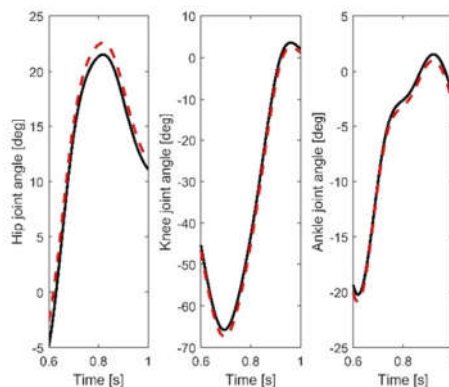
به ترتیب سیگنال کنترلی، خطای ردگیری زوایای مرجع، و سطح لغزش بین دو کنترل‌گر مود لغزشی معمولی و تطبیقی به تفکیک در هر یک از مفاصل مقایسه شده است. در شکل ۹ به روشنی عملکرد عالی کنترل‌گر تطبیقی در حذف لرزش‌های سیگنال کنترلی مشهود است. به علاوه کاهش دامنه‌ی سیگنال کنترلی به ویژه در مفصل زانو از دیگر مزیت‌های روش تطبیقی به روش معمولی می‌باشد. همچنین در شکل ۱۰ دیده می‌شود، روش معمولی در همه مفاصل یک خطای ماندگار در ردگیری زوایای مرجع باقی می‌گذارد، در حالی که روش تطبیقی در همه موارد و تقریباً در مدت نصف زمان کل قادر است خطای ردگیری زوایا را به صفر برساند. مسئله‌ی لرزش سطح لغزش در عملکرد کنترل مود لغزشی معمولی نیز، به ویژه در مفصل زانو، به وضوح در شکل ۱۱ مشاهده می‌شود. این در حالی است که سطوح لغزش در کنترل‌گر تطبیقی به طور کامل هموار و عاری از لرزش است. در شکل ۱۲ تحول و همگرایی ضرایب بهره‌ی تطبیقی نشان داده شده است، که در مقایسه با ضرایب بهره ثابت مطابق جدول ۳ خیلی کوچک‌تر می‌باشند.



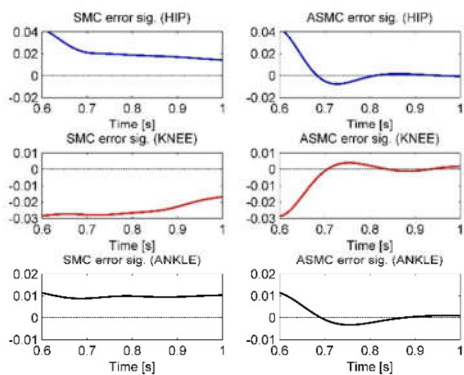
شکل ۳- توالی حرکت پای آونگی، با صرف نظر از حرکت انتقالی مفصل ران. لحظات آغاز و پایان در جدایش پنجه و برخورد پاشنه با رنگ قرمز رسم شده است.



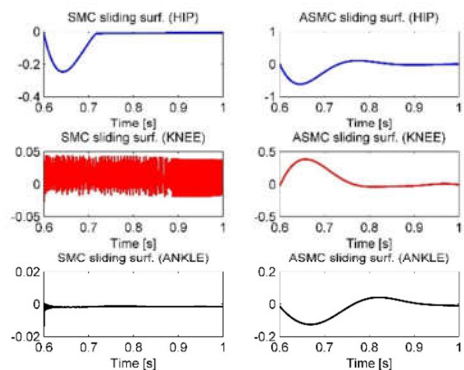
شکل ۶- عملکرد کنترل تطبیقی در ردگیری زوایای مفصلی مرجع (خط چین)، به ترتیب در مفاصل ران، زانو و قوزک.



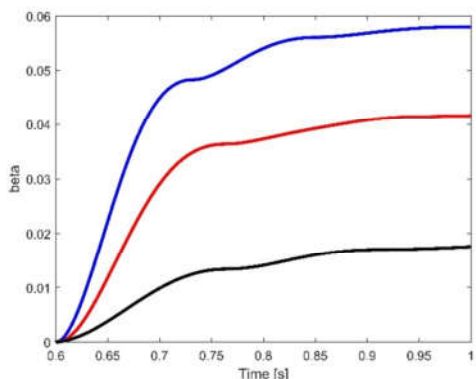
شکل ۴- عملکرد کنترل مود لغزشی در ردگیری زوایای مفصلی مرجع (خط چین)، به ترتیب در مفاصل ران، زانو و قوزک.



شکل ۱۰- سیگنال خطای کنترل مود لغزشی (ستون چپ) و تطبیقی (ستون راست)، به ترتیب در مفاصل ران (آبی)، زانو (قرمز) و قوزک (سیاه).



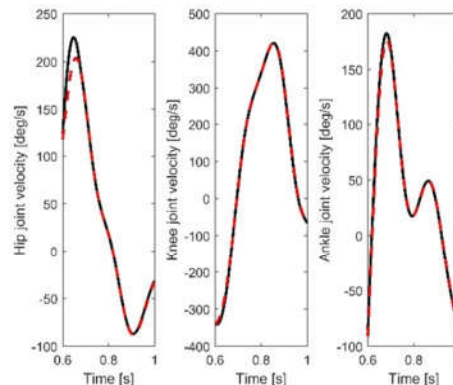
شکل ۱۱- سطح لغزش در کنترل مود لغزشی (ستون چپ) و تطبیقی (ستون راست)، به ترتیب در مفاصل ران (آبی)، زانو (قرمز) و قوزک (سیاه).



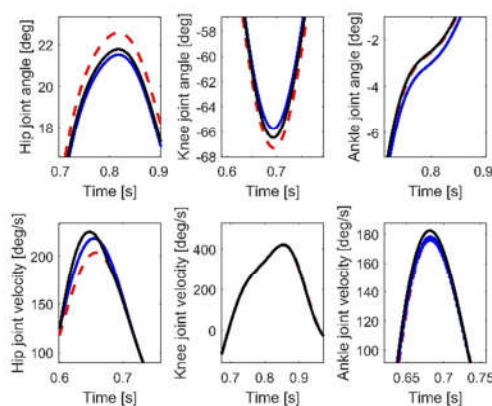
شکل ۱۲- تحول زمانی ضریب بتا در کنترل مود لغزشی تطبیقی، به ترتیب در مفاصل ران (آبی)، زانو (قرمز) و قوزک (سیاه).

۷- مراجع

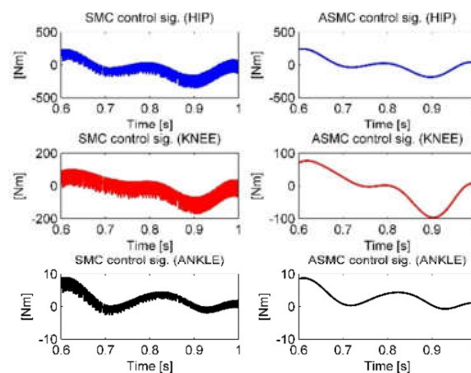
- [1] Young AJ, Ferris DP. State of the Art and Future Directions for Lower Limb Robotic Exoskeletons. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. Vol. 25, No.2, pp. 171-182, 2016.
- [2] Yang CJ, Zhang JF, Chen Y, Dong YM, Zhang Y. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part*



شکل ۷- عملکرد کنترل مود لغزشی تطبیقی در ردگیری سرعت‌های مفصلی مرجع (خط چین)، به ترتیب در مفاصل ران، زانو و قوزک.



شکل ۸- کنترل مود لغزشی (آبی) و تطبیقی (سیاه) در ردگیری مسیرهای مرجع (خط چین قرمز) در بازه‌های بحرانی.



شکل ۹- سیگنال کنترلی کنترل مود لغزشی (ستون چپ) و تطبیقی (ستون راست)، به ترتیب در مفاصل ران (آبی)، زانو (قرمز) و قوزک (سیاه).

- [22] Esmacili B, Beyramzad J, Seyyedrasuli M, Sayyed Noorani MR, Ghanbari A. Using fuzzy neural network sliding mode control for human-exoskeleton interaction forces minimization. In IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA), Changchun, China 2018.
- [23] J.J. E. Slotine and W. Li, Applied nonlinear control. *Prentice-Hall Englewood Cliffs*, NJ, 1991.
- [3] Dollar AM, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on robotics*. Vol. 24, No.1, pp. 144-158, 2008.
- [4] Yan T, Cempini M, Oddo CM, Vitiello N. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*. Vol. 1, No.64, pp. 120-136, 2015.
- [5] H. Kazerooni, R. Steger, L. Huang, Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), *Int. J. Robot. Res.* Vol. 25, No.5, pp. 561-573, 2006.
- [6] Ataei, M.M., Salarieh H., and Alasty A., Adaptive impedance control of exoskeleton robot, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 7, pp. 111-126, 2013 (in Persian فارسی).
- [7] Shahi H., Yousefi koma A., Mohammadi Moghaddam M., Control of user-in-charge exoskeletons in the presence of interaction forces and environmental disturbances, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 11, pp. 97-108, 2018 (in Persian فارسی).
- [8] Tran HT, Cheng H, Lin X, Duong MK, Huang R. The relationship between physical human-exoskeleton interaction and dynamic factors: using a learning approach for control applications. *Science China Information Sciences*. Vol. 57, No.12, pp. 1-13, 2014.
- [9] Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y. Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. In *Intelligent Robots and Systems (IROS)*, IEEE/RSJ International Conference on. Edmonton, Canada, 2005.
- [10] Chen D, Ning M, Zhang B, Yang G. Control strategy of the lower-limb exoskeleton based on the EMG signals. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, IEEE International Conference on. Bali, Indonesia, 2014.
- [11] Kazerooni H, Racine JL, Huang L, Steger R. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). In *Robotics and automation (ICRA)*, IEEE international conference on. Barcelona, Spain, 2005.
- [12] Yang Z, Zhu Y, Yang X, Zhang Y. Impedance control of exoskeleton suit based on adaptive RBF neural network. In *Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics (IHMSC)*, IEEE International Conference on. Hangzhou, Zhejiang, China, 2009.
- [13] Huang R, Cheng H, Guo H, Chen Q, Lin X. Hierarchical interactive learning for a human-powered augmentation lower exoskeleton. in *Robotics and Automation (ICRA)*, IEEE International Conference on. Stockholm, Sweden, 2005.
- [14] Torabi M, Sharifi M, Vossoughi G. Robust Adaptive Sliding Mode Admittance Control of Exoskeleton Rehabilitation Robots. *Scientia Iranica*. Vol. 25, No.5, pp. 2628-2642, 2018.
- [15] Jin X, Zhu S, Zhu X, Chen Q, Zhang X. Single-input adaptive fuzzy sliding mode control of the lower extremity exoskeleton based on human-robot interaction. *Advances in Mechanical Engineering*. Vol. 9, No.2, pp. 1668-1687, 2008.
- [16] Madani, T., B. Daachi, and K. Djouani. Non-singular terminal sliding mode controller: Application to an actuated exoskeleton. *Mechatronics*. Vol. 1, No.33, pp. 136-145, 2016.
- [17] Ka DM, Hong C, Toan TH, Qiu J. Minimizing human-exoskeleton interaction force by using global fast sliding mode control. *International Journal of Control, Automation and Systems*. Vol. 14, No.4, pp. 1064-1073, 2016.
- [18] Van Cuong P, Wang YN. Adaptive trajectory tracking neural network control with robust compensator for robot manipulators. *Neural Comput. Appl.* Vol. 27, No.2, pp. 525-536, 2016.
- [19] Riani, A., et al. Adaptive integral terminal sliding mode control for upper-limb rehabilitation exoskeleton. *Control Engineering Practice*. Vol.1, No.75, pp.108-117, 2018.
- [20] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. *John Wiley & Sons*, 2009.
- [21] S. Noorani SMR, Ghanbari A, Jafarizadeh MA. Stable Walking on Slope for a Planar 3-Link Biped Robot via Orbital Stabilization upon Zero Dynamic Manifold. Sharif C: *Journal of Mechanical Engineering Science*. Vol. 222, No.8, pp. 1599-1612, 2008.