



مدل سازی دینامیکی و طراحی سیستم کنترل برای ربات اسکلت خارجی پایین تنه

محمد مهدی عطایی^۱، حسن سالاریه^{۲*}، آریا السستی^۳

۱- کارشناس ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

۲- دانشیار مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

۳- استاد مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

* تهران، صندوق پستی ۹۵۶۷-۱۱۱۵۵، salarieh@sharif.ir

چکیده- ربات اسکلت خارجی ماشینی است دارای اعضای مشابه بدن انسان و قابل پوشیدن که به کمک عملگرهای خود قدرت شخص را بسیار افزایش می دهد. پژوهش پیش رو به مدل سازی دینامیکی و طراحی سیستم کنترل برای نوع پایین تنه این ربات پرداخته است. در مقالات موجود حداکثر بخشی از ربات با یک درجه آزادی مدل سازی و کنترل شده است که به خواننده دید مناسبی از کنترل هم زمان تمام اجزای ربات را نمی دهد. در این راستا، ابتدا ساختار مناسب مشابه پروژه بلیکس دانشگاه برکلی برای ربات انتخاب و معادلات دینامیک مربوطه به صورت صفحه ای و به روش نیوتن-اولر استخراج گردید. طی آزمایشی، داده های سینماتیک راه رفتن به کمک سامانه اِکسنس اندازه گیری و دینامیک معکوس در نرم افزار سیم مکانیکس در کنار مدل پیاده شده در نرم افزار متلب شبیه سازی گردید که تطابق بالای نتایج مؤید صحت مدل بود. روش کنترل امیدانس بررسی و نکاتی اصلاحی در آن لحاظ شد که عملکرد آن را کمی بهبود بخشید. سپس ربات با استفاده از این الگوریتم کنترل گردید. بدین ترتیب سیستم پایدار شده، حرکت ربات با بهترین کیفیت از بدن تبعیت نمود. نتایج شبیه سازی نشان داد، حین حمل باری به بزرگی ۵۰ کیلوگرم، گشتاورهایی کمتر از نیم نیوتن متر، در محل های تماس با ربات، به اعضای بدن کاربر وارد می شود.

کلیدواژه‌ها: ربات اسکلت خارجی، معادلات دینامیک نیوتن-اولر، سیکل گیت، کنترل امیدانس

Dynamic modeling and control system design for a lower extremity exoskeleton

M. M. Ataei¹, H. Salarieh^{2*}, A. Alasty³

1- MSc., Mech. Eng., Sharif Univ. of Tech., Tehran, Iran

2- Assoc. Prof., Mech. Eng., Sharif Univ. of Tech., Tehran, Iran

3- Prof. of Mech. Eng., Sharif Univ. of Technology, Tehran, Iran

* P. O. B 11155-9567 Tehran, salarieh@sharif.ir

Abstract- Exoskeleton is a machine composed of a wearable anthropomorphic structure which noticeably magnifies user's might via its actuators. In this research, dynamic modeling and control system design for a lower limb type of this robot were done. In the literature at most a 1 DOF part of the robot is modeled and controlled which doesn't give a good insight on how all of the robot parts are controlled simultaneously. First, a suitable structure was chosen similar to that of UC Berkeley's BLEEX project. Then dynamic equations were derived in sagittal plane using the Newton-Euler method. By an experiment using Xsens system, gate kinematics data were measured and the inverse dynamics was simulated both in Sim Mechanics and on the model in MATLAB that proved accuracy of the derived model. Impedance control was investigated and some corrective remarks were included in that algorithm. Using this method the robot was controlled. It stabilized the system and the robot followed user's movement exactly. While a load of 50 kilograms was carried, mostly moments of less than 1 (Nm) were applied at each interface among man and robot.

Keywords: Exoskeleton Robot, Newton-Euler Dynamic Equations, Gate Cycle, Impedance Control

۱- مقدمه

یک آرزوی دیرینه انسان دست‌یابی به ماشینی بوده است که به‌صورت پوششی حول بدن قرار گیرد و در هماهنگی کامل با حرکات آن، قدرت جسمانی شخص را به‌واسطه منبع انرژی و عملگرهای خود چندین برابر نماید. این آرزو بارها در رمان‌های تخیلی و فیلم‌های سینمایی تجسم یافته است. با این وجود تلاش‌های علمی صورت‌گرفته در این راستا، در سال‌های اخیر به موفقیت رسیده، منجر به ساخت ربات اسکلت خارجی شده است [۱]. شکل ۱ دو ربات اسکلت خارجی را نشان می‌دهد که اولین نمونه‌های موفق و معرفی‌شده در سال ۲۰۰۵ می‌باشند. این ربات می‌تواند پوشش‌دهنده کل بدن و یا بالاتنه یا پایین‌تنه به‌تنهایی باشد. در این پژوهش، نوع پایین‌تنه مد نظر قرار گرفته است، زیرا چنین رباتی کارآیی‌های فراوانی دارد و بخش اصلی انتقال بار به زمین محسوب می‌شود. طراحی و افزودن بخش بالاتنه شامل بازو و دست‌ها به‌راحتی امکان‌پذیر است. کارخانجات و کارگاه‌ها، خدماتی از قبیل امداد و نجات، حمل و نقل، بیمارستان‌ها و غیره، همچنین صنایع نظامی می‌توانند بهره‌فراوانی از این ماشین ببرند. توان‌بخشی برای معلولین و افراد دچار نواقص فیزیکی و حرکتی و نیز استفاده افراد عادی در زندگی روزمره از جمله کاربردهای دیگر ربات مورد نظر است. می‌توان گفت نخستین تحقیقات علمی در این زمینه از حدود دهه ۱۹۶۰ آغاز گردید و پژوهشگرانی از آمریکا و یوگوسلاوی سابق به این موضوع پرداختند؛ در مورد اول با رویکرد نظامی و مورد دوم توان‌بخشی به معلولان [۱].



شکل ۱ ربات‌های اسکلت خارجی بلیکس (راست) و هال (چپ) [۲]

یک نمونه از کارهای ابتدایی، پروژه هاردیمن [۳] بود که در اواخر دهه ۱۹۶۰ توسط جنرال الکتریک با همکاری محققان دانشگاه کرنل اجرا گردید. ربات هیدرولیک مذکور با ۶۸۰ کیلوگرم وزن و ۳۰ درجه آزادی پاها و دستان فرد را تقویت می‌نمود. اما پروژه‌های موفق از حدود سال ۲۰۰۰ آغاز گردید و ربات‌هایی در دانشگاه برکلی (پروژه بلیکس)، دانشگاه ام آی تی و یک شرکت نظامی (پروژه اگروس) ساخته شد. به‌غیر از این موارد، در ژاپن ربات هال در دانشگاه سوکوبا و یک ربات در شرکت پاناسونیک و موارد معدود دیگر تاکنون ساخته شده‌اند.

طراحی ساختار (مکانیزم) و عملگرها برای ربات بلیکس در مقاله [۴] توسط دکتر کازرونی و همکارانش شرح داده شده است. روش کنترلی ربات مذکور در مقاله [۵] بسیار کلی و مختصر بیان شده است. طبق آن، دستگاه باید حساسیت بالایی نسبت به نیروی اعمال‌شده ناشی از حرکات فرد داشته باشد و این حساسیت بالا با برقرارکردن یک مسیر پس‌خوراند مثبت از خروجی حرکت ربات و اعمال ضریب دینامیک معکوس ربات، در مدار حلقه بسته کنترلی، حاصل شده است. نکته مثبت روش کنترلی این پژوهشگران عدم نیاز به نصب حسگر روی بدن و معایب آن عدم تشخیص حرکات ارادی فرد از حرکات غیرارادی و تحمیل‌شده از خارج، همچنین افزایش حساسیت سیستم نسبت به خطاهای مدل‌سازی است.

دکتر سانکای در دانشگاه سوکوبای ژاپن به‌همراه تیمش روی اسکلت خارجی که کاربرد افزایش توان و توان‌بخشی دارد کار کرده است [۶]. مقاله [۷] به‌روش کنترل این ربات اشاره می‌نماید که مرکب از دو سیستم مبتنی بر کنترل امپدانس و خواندن سیگنال‌های ای ام جی^۱ با حسگرهای مخصوص از سطح پوست کاربر است. استفاده از این حسگرها پوشیدن ربات را دشوار می‌سازد.

در پژوهش حاضر دینامیک یک ربات اسکلت خارجی پایین‌تنه برای تمامی اجزا و درجات آزادی آن در صفحه ساژیتال مدل‌سازی می‌گردد و روش کنترل آن تبیین می‌شود. اکثر پژوهش‌ها به مدل‌های ساده‌شده و برای بخشی از ربات با یک درجه آزادی بسنده کرده‌اند. چنین مدلی بستر لازم برای کنترل ربات را فراهم نمی‌سازد. پیرامون کنترل این ربات، مقالات معدود موجود که بررسی می‌شوند، به خواننده دید

1. EMG

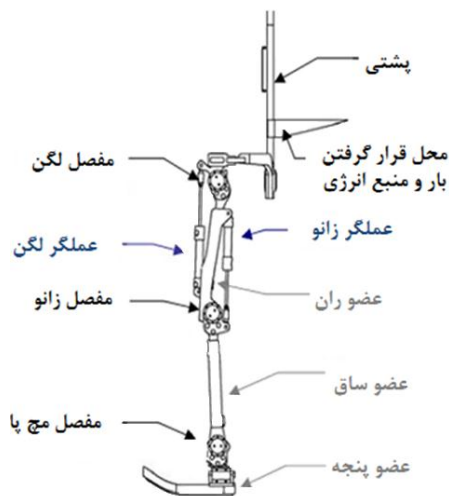
توان بخشی و به‌دور از بارهای زیاد، می‌توان دو عملگر دیگر روی دو میچ پا را نیز با ادوات غیرفعال یا نیمه‌فعال جایگزین نمود (ربات‌های هال و دانشگاه ام آی تی [۸،۶]).

پس از لحاظ‌کردن کلیه موارد اشاره‌شده در این بخش، ساختاری انتخاب گردید که اجزا و پیکربندی شماتیک آن در شکل ۲ به‌صورت نمای از کنار نشان داده شده است.

با توجه به ویژگی‌های جرمی و هندسی اجزای بدن طبق جدول ۱، در جدول ۲، لیست اجزای تشکیل‌دهنده ربات به‌همراه خصوصیات جرمی و هندسی انتخاب‌شده برای آن‌ها ذکر گردیده است.

۳- مدل‌سازی دینامیک ربات

برخلاف دینامیک ربات اسکلت خارجی، پیرامون بررسی دینامیک راه‌رفتن انسان تحقیقات زیادی انجام شده است و مشابهت ساختار این ربات با بدن، اقتباس از تحقیقات مذکور را ممکن می‌سازد. آیشکو [۹] مدل صفحه‌ای لینک-سگمندی از بدن ایجاد کرده و به‌روش لاگرانژ در دو حالت تک و دواتکا راه‌رفتن را مدل کرده است، ولی معادلات ارائه‌شده مخصوص مدل مفروض می‌باشد و جامعیت ندارد. کوپمن [۱۰] دینامیک معکوس با معادلات نیوتن-اولر برای مدل لینک-سگمندی صفحه‌ای را حل نموده که قابلیت تعمیم‌پذیری به مدل‌های دیگر را داراست. به همین دلیل و با توجه به آنکه عمده‌ترین حرکات و نیروها در صفحه ساژیتال شکل می‌گیرد [۱۱]، مدل‌سازی دینامیکی با الگوگرفتن از مقاله کوپمن صورت گرفت.



شکل ۲ طرح شماتیک ساختار ربات [۴]

مناسبی از چگونگی کنترل همزمان همه اجزای ربات را نمی‌دهند. در پروژه‌های ساخت ربات نیز که عمدتاً نظامی یا در اوایل مراحل تجاری‌سازی بوده‌اند، در صورت انتشار، اطلاعاتی کلی منتشر شده است.

گذشته از موارد فوق، الگوریتم کنترل امیدانس بررسی می‌شود و بر مبنای طبیعت عملکرد آن، برای مثال در ربات اسکلت خارجی، اصلاحاتی در بیان این روش کنترلی ایجاد می‌شود که موجب بهبود نسبی در عملکرد آن می‌گردد.

۲- انتخاب ساختار

اولین قدم قبل از مدل‌سازی و کنترل ربات، تعیین ساختار آن است که خود موضوعی مهم و مستلزم تحقیقات جامع می‌باشد. به دلیل تعامل گسترده دستگاه با بدن کاربر و تماس قسمت‌های مختلف آن، طراحی دقیق بدنه حائز اهمیت فراوان است. برخی موضوعات مهم عبارت‌اند از: خواص فیزیکی اجزای ربات مانند جرم، ممان‌های اینرسی و محل مراکز جرم که باید با بدن انسان مشابهت داشته باشد؛ همچنین تعیین نوع و طراحی محل نصب عملگرها که برای آن باید دامنه حرکات فرد در هر عضو بدن و میزان نیروی مورد نیاز مد نظر قرار گیرد.

بدین منظور ساختار مناسب، با الگوبرداری از تحقیقات خوبی که طی پروژه بلیکس در زمینه ساختار ربات صورت گرفته است [۴]، انتخاب شد. درجات آزادی از نوع دورانی و در مفصل لگن ۳، در زانو ۱ و میچ پا ۳ عدد بوده که از این بین سه درجه آزادی در صفحه ساژیتال به‌علاوه دوران جانبی لگن به عملگر خطی دو طرفه هیدرولیک مجهز شده‌اند.

در این پژوهش عملگر حرکت جانبی لگن حذف گردید که به‌جای آن استفاده از ادوات غیرفعال پیشنهاد می‌شود. پروژه‌های هال، اگزوس و ربات دانشگاه ام آی تی نیز برای این درجه آزادی عملگر به‌کار نبرده‌اند [۸،۶،۲]. شایان ذکر است گشتاور مورد نیاز در این درجه آزادی از دوران‌های داخل صفحه ساژیتال کمتر است. همچنین، بدیهی است حذف دو جک هیدرولیک مذکور تأثیر قابل توجهی در کاهش مصرف انرژی، وزن و هزینه تمام شده خواهد داشت.

اضافه بر این، تحلیل دینامیک ربات در فضای مجازی و نمونه ربات‌های دیگر پژوهشگران نشان داد در حضور بارهای بزرگ لازم است میچ پا به عملگر مجهز شود ولی در کاربردهای

۳-۱- استخراج معادلات دینامیک

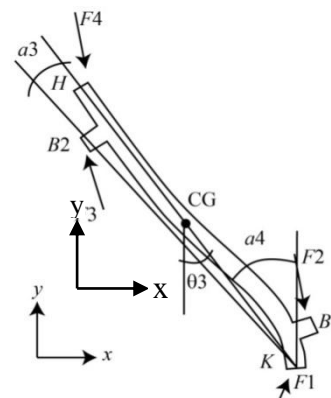
به منظور طراحی ساختار و بررسی همه پارامترهای دینامیکی آن نوشتن معادلات به روش نیوتن-اولر ترجیح دارد. مزیت دیگر نسبت به روش لاگرانژ، در مواردی مانند ربات مورد نظر با حجم زیاد معادلات، آن است که شناسایی و تصحیح خطا در مدل سازی آسان تر است. هر عضو ساختار مورد نظر به صورت یک لینک با خواص جرمی مشابه بدن و مفاصلی به صورت لولا در صفحه مدل گردید. ساختار ۷ عضو اصلی و ۴ عملگر خطی دارد که از دینامیک آن ها صرف نظر نشده است. هر عملگر با دو لینک، که از طریق یک مفصل منشوری در امتداد یکدیگر حرکت می کنند، مدل شده است. برای ۱۵ لینک موجود، ۴۵ معادله نیوتن-اولر نوشته شد. با در نظر گرفتن یک بار ۵۰ کیلوگرمی در پشتی ربات، مدل مشابه شخصی ۷۴ کیلوگرمی و با قد ۱۷۵ سانتی متر است.

فرم کلی و برداری این معادلات به صورت زیر می باشد:

$$\sum_{j=1}^{N_{ij}} F_{ij} = m_i \times (\ddot{a}_i - g) \quad (1)$$

$$\sum_{j=1}^{N_{ij}} (M_{ij} + r_{ij} \times F_{ij}) = J_i \times \frac{dW_i}{dt} \quad (2)$$

در روابط فوق اندیس i نشان دهنده لینک مورد نظر و j مفصل قرار گرفته روی آن می باشد. سمت چپ معادله (۱) بردار برآیند نیروهای اعمال شده از مفاصل موجود روی لینک و سمت راست آن شامل بردار شتاب مرکز جرم و اثر شتاب جاذبه است. معادله (۲) نیز به همین ترتیب برای گشتاور اعمال شده به لینک و مشتق سرعت زاویه ای آن می باشد. به طور نمونه، نحوه مدل کردن لینک ران پا ارائه می شود (شکل ۳).



شکل ۳ دیگرام آزاد لینک ران

همچنین، برای اجزای دیگر به طور مشابه می توان دیگرام آزاد را رسم و معادلات دینامیکی را نوشت. از محاسبات سینماتیکی نیز روابط شتاب اجزا به دست می آید. پس از نوشتن همه معادلات حجم آن بیش از ۲۰ صفحه می باشد که امکان درجشان در این مقاله وجود ندارد.

$$m_3 a_{3,x} = F_{1x} + F_{2x} + F_{3x} + F_{4x}$$

$$m_3 a_{3,y} = F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} + F_{4y} - m_3 g \quad (3)$$

$$j_3 \cdot \ddot{\theta}_3 = F_{1x} l_{KC} \cos(\theta_3) + F_{1y} l_{KC} \sin(\theta_3) + F_{2x} (l_{KC} \cos(\theta_3) - l_{KB1} \cos(\theta_3 - \alpha_4)) + F_{2y} (l_{KC} \sin(\theta_3) - l_{KB1} \sin(\theta_3 - \alpha_4)) - F_{4x} l_{HC} \cos(\theta_3) - F_{4y} l_{HC} \sin(\theta_3) - F_{3x} (l_{KB2} \cos(\theta_3 + \alpha_3) - l_{KC} \cos(\theta_3)) - F_{3y} (l_{KB2} \sin(\theta_3 + \alpha_3) - l_{KC} \sin(\theta_3)) \quad (4)$$

که در آن C نقطه مرکز جرم لینک و l بیان کننده فاصله بین دو نقطه ای است که در اندیس آن نمایش داده شده است. مثلاً l_{KC} فاصله دو نقطه K و C است.

۳-۲- پارامترهای فیزیکی پایین تنه

همان طور که قبلاً اشاره شد، مناسب است پارامترهای هندسی و فیزیکی اجزای ربات، از جمله طول، جرم، مکان مرکز جرم و ممان های اینرسی، مشابه بدن تعیین شود. دوماس و همکارانش [۱۲] از اطلاعات منتشر شده توسط پژوهشگران دیگر برای مردم سفید پوست استفاده کرده اند و طی محاسباتی مبنای اندازه گیری طول اعضا، محل مراکز جرم و جهت گیری محورهای ممان اینرسی اصلی را اصلاح و به صورت استاندارد ارائه نموده اند. میانگین قد و وزن جامعه آماری آن ها با افراد جامعه ایران هماهنگی دارد.

تخمین خواص جرمی اعضای فردی با جرم و قد مشخص با قراردادن این دو مقدار در فرمول های خطی داده شده در [۱۲] برای درون یابی میسر است. میانگین قد و جرم مردان ۱۷۷ سانتی متر و ۸۰ کیلوگرم بوده است. جدول ۱ خواص جرمی اعضای پایین تنه برای قد ۱۷۵ سانتی متر و جرم ۷۴ کیلوگرم را نشان می دهد که برای اعضای ربات اتخاذ گردید.

شایان ذکر است نحوه تعریف محورهای مختصاتی که اعداد جدول ۱ در آن ها تعریف شده است برای هر عضو به طور کلی در شکل ۴ قابل مشاهده می باشد.

نکته دیگر حضور عملگرهای خطی در ساختار ربات است که می تواند مشابهت خواص جرمی بدن و ربات را کاهش دهد. با این حال، دو عملگر زانو و لگن بسیار نزدیک به ران و تقریباً موازی آن حرکت می کنند. در انتخاب خواص جرمی اجزای ربات به گونه ای عمل شده است که مجموعه اعضا و عملگرها در کنار هم خواصی مشابه عضو متناظر در بدن داشته باشد. جدول ۲ به طور کامل اجزای مدل و ویژگی های آن ها را بیان می نماید. با توجه به نسبت توان به حجم بسیار بالا در جک های هیدرولیک، محاسبه نیرو و دامنه حرکت مورد نیاز نشان می دهد جک با قطر داخلی ۳ سانتی متر و جرم حدودی ۱/۵ کیلوگرم قابل استفاده خواهد بود.

۴- حل دینامیک معکوس و صحنه گذاری مدل

پس از به دست آمدن معادلات و مقداردهی پارامترهای هندسی و جرمی طبق توضیحات بخش قبل، این امکان وجود دارد که در ازای سینماتیک مطلوب، معادلات برای محاسبه نیرو و گشتاورهای مورد نیاز حل شود. به این محاسبه، حل دینامیک معکوس گفته می شود. فرم اولیه معادلات نوشته شده با استفاده از روابط (۱) و (۲) به صورت زیر است.

$$A(q) \cdot F = B(q, \dot{q}, \ddot{q}) \quad (5)$$

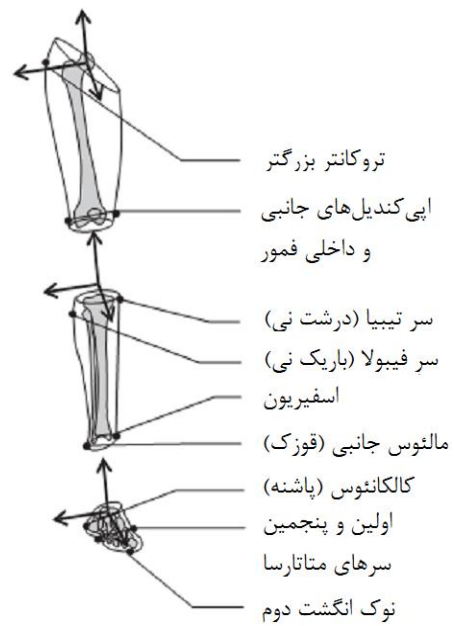
بنابراین، ضرب معکوس ماتریس A در طرف دوم، بردار F که همان نیروها و گشتاورهای مجهول است، را به دست می دهد. در این فرم اولیه نیروهای تکیه گاهی و عملگرها وجود دارند. برای رسیدن به فرم استاندارد، که امکان حل دینامیک مستقیم و معکوس را فراهم می سازد، می توان به راحتی نیروهای تکیه گاهی را از معادلات حذف و معادلات حاصل را برای بردارهای \dot{q} و \ddot{q} حل نمود. حاصل به صورت رابطه (۶) خواهد بود.

جدول ۲ اجزای ربات و خصوصیات آنها

نام عضو	ران	ساق	پنجه	پشتی	سیلندر پستون
تعداد	۲	۲	۲	۱	۴
جرم (kg)	۶	۳	۰/۹	۵۰	۰/۵
طول (mm)	۴۵۰	۴۴۰	۲۶۰	۲۴۰	۲۶۰
محل مرکز جرم (mm)	$\begin{bmatrix} 0 \\ -190 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 0 \\ -180 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} 20 \\ -30 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -200 \\ 250 \\ 0 \end{bmatrix}$	وسط عضو
ممان اینرسی حول Z (kgm^2)	۰/۱	۰/۰۴۴	۰/۰۰۴	۰/۵	۱/۰۰۵

جدول ۱ ویژگی های هندسی و فیزیکی اعضای پایین تنه

نام عضو	جرم (kg)	طول (mm)	محل مرکز جرم (mm)	ماتریس ممان اینرسی (gm^2)
ران	۹/۱	۴۳۲	$\begin{bmatrix} -18 \\ -185 \\ 14 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} X & Y & Z \\ 144/7 & 8/4 & -0/66 \\ 8/4 & 38/7 & -8/4 \\ -0/66 & -8/4 & 155 \end{bmatrix}$
ساق	۳/۵۵	۴۳۳	$\begin{bmatrix} -21 \\ -178 \\ 3 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} X & Y & Z \\ 52/9 & -1/1 & -0/28 \\ -1/1 & 6/7 & -1/7 \\ -0/28 & -1/7 & 52/9 \end{bmatrix}$
پنجه	۰/۱۸۸۸	۲۶۵	$\begin{bmatrix} 45 \\ -36 \\ 6 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} X & Y & Z \\ 0/87 & 0/5 & -0/19 \\ 0/5 & 4/1 & 0 \\ -0/19 & 0 & 3/9 \end{bmatrix}$



شکل ۴ تعریف دستگاه های مختصات هر عضو [۱۲]

در این پژوهش، با کمی تقریب نسبت به تعریف بالا، محورهای X و Y دقیقاً در صفحه ساژیتال و محور Z سه عضو رو به بالا و به همراه سه مفصل و مراکز جرم ساق و ران پا در یک راستا فرض می شود. مرکز جرم پنجه نیز در صفحه ساژیتال فرض شده است. کوچک بودن مؤلفه های X و Z برای مراکز جرم ساق و ران و مؤلفه Z مرکز جرم پنجه، نشان دهنده قابل قبول بودن این فرضیات و حل دینامیک به صورت صفحه ای می باشد.

حین حرکت شخص می‌باشد. در این پژوهش، آزمایش فوق در آزمایشگاه گیت دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شریف انجام شد و داده‌های مربوطه برای صحنه‌گذاری مدل استخراج گردید. شایان ذکر است برای صحنه‌گذاری داده‌هایی دلخواه نیز می‌توان به‌کار برد، ولی بهتر است مقادیری هماهنگ و متناسب برای اعضای مختلف داشت تا حرکتی معنادار و امکان‌پذیر صورت گیرد. سامانه مورد استفاده با نام Xsens^۲ دارای پنج واحد اندازه‌گیری است که به‌کمک تجهیزات نصب روی بدن می‌توان برای مثال سینماتیک تنه، ران و ساق دو پا را طی یک آزمایش اندازه‌گیری و ثبت نمود (شکل ۵). واحدهای مذکور هر کدام دارای مجموعه‌ای از حسگرها شامل حسگر اینرسی مینیاتوری، حسگر مغناطیسی سه‌بعدی و پردازشگری هستند که زوایای رول، پیچ و یو را در لحظه محاسبه می‌نمایند و به‌همراه شتاب حرکت در سه بعد، سرعت تغییر زاویه و شدت میدان مغناطیسی زمین، خروجی می‌دهند.

این واحدها با کابل‌های مربوطه به یکدیگر و این زنجیره به بخش اکسباسکس^۳ متصل می‌گردد. این بخش از طریق بلوتوث یا کابل اطلاعات را به رایانه منتقل می‌کند.

واحدهای اندازه‌گیری مطابق شکل ۶ بر روی اعضای مورد نظر نصب گردید و حین دو قدم حرکت به جلو داده‌برداری انجام شد. با توجه به محدوده کوچک تغییرات زاویه در مچ پا، زاویه مطلق پنجه تقریباً برابر با زاویه ساق خواهد بود. با این حال، جداگانه تغییرات زاویه پنجه پا اندازه‌گیری گردید. پس از پالایش داده‌ها، زوایای تنه و اعضای پا طبق نمودارهای شکل ۷ به‌دست آمد. این داده‌ها از زمان برخورد یک پا با زمین تا طی یک سیکل کامل و رسیدن همان پا به موقعیت اولیه برای برخورد با زمین را پوشش می‌دهند.



شکل ۵ نحوه اتصال واحدهای اندازه‌گیری به ارسال کننده سیار

2. Xsens
3. Xbus

$$M(q) \cdot \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \cdot \dot{q} + G(q) = \tau \quad (۶)$$

دینامیک ربات اسکلت خارجی با توجه به پیچیدگی زیاد آن کاملاً ناپایدار است و برای حل دینامیک مستقیم حتماً باید سیستم را به کنترلر مجهز نمود. با این حال، در صورتی که سینماتیک مطلوب شامل q, \dot{q}, \ddot{q} در دست باشد، معادله (۶) برای τ بدون هیچ مشکلی قابل حل است. حال اگر ربات در یک نرم‌افزار تجاری و معتبر مانند سیممکانیکس مدل‌سازی شود و همین محاسبات در نرم‌افزار نیز صورت پذیرد، با مقایسه نتایج، معادلات به‌دست آمده صحت‌سنجی می‌شود. بنابراین، برای اجرای شبیه‌سازی و صحت‌سنجی، به یک مجموعه داده‌های سینماتیک مطلوب نیاز است. سینماتیک راه‌رفتن انتخابی مناسب می‌باشد.

۴-۱- سیکل راه‌رفتن

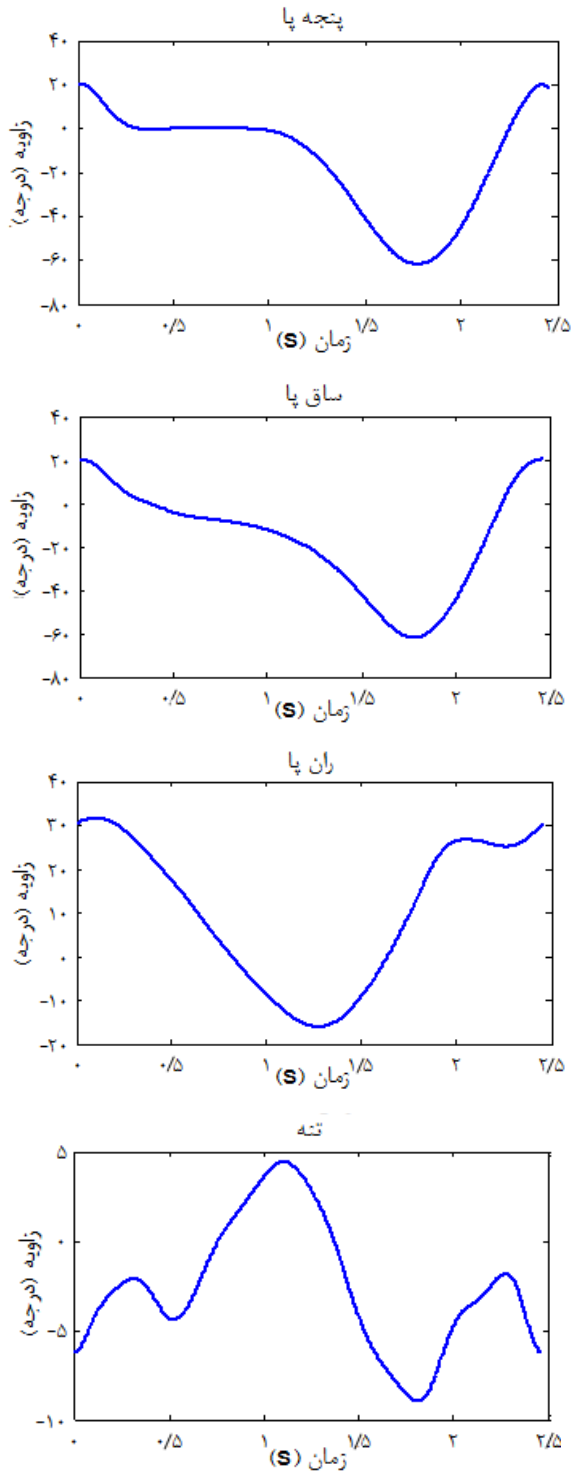
راه‌رفتن شامل مراحل است که به‌صورت تناوبی انجام می‌شود. یک سیکل راه‌رفتن^۱ در ساده‌ترین تقسیم‌بندی با توجه به وضعیت یک پا شامل دو فاز ایستا و متحرک است. فاز ایستا خود شامل سه بخش دواتکایی اولیه، تک‌اتکایی (فاز متحرک پای مخالف) و ایستایی دواتکایی نهایی می‌باشد [۱۳].

حال اگر از دید حل معادلات دینامیک به راه‌رفتن توجه نماییم، متوجه می‌شویم در وضعیت دواتکا تعداد مجهولات از معادلات بیشتر بوده و حل ناممکن می‌گردد. برای رفع این مشکل، محققان روش‌های گوناگونی مانند معرفی برخی معادلات قیدی و یا بهینه‌سازی توابع هدف مورد نظر را پیشنهاد داده‌اند که همگی خطاهایی دارند. به هر ترتیب، برای صحت‌سنجی مدل دینامیک ربات، کافی است در محدوده تک-اتکا که مجموعاً ۸۰ درصد از سیکل را به خود اختصاص می‌دهد، شبیه‌سازی انجام شود. قابل توجه است در عمل و حین کارکرد ربات، به‌دلیل آنکه در قسمت پنجه آن حسگرهای نیروسنج تعبیه می‌گردد، نیروهای تکیه‌گاهی کف پا اندازه‌گیری می‌شود و مدل دینامیک موجود در وضعیت دواتکا نیز کاراست. درحقیقت تنها تفاوت مرحله تک‌اتکا، صفر بودن مقدار نیروهای تکیه‌گاهی در یکی از پاهاست.

یک روش اندازه‌گیری داده‌های سینماتیک راه‌رفتن، نصب حسگرهای شتاب و زاویه‌سنج روی اعضای بدن و ثبت داده‌ها

1. Gait Cycle (GC)

زیادی به فرد تحمیل می‌کند و استفاده از عملگر در چنین کاربردی لازم است.



شکل ۷ نمودارهای داده‌های سیکل گیت، از ابتدا تا انتها به ترتیب مربوط به پنجه، ساق و ران پا و تنه



شکل ۶ آزمایش داده برداری از سیکل گیت توسط نویسنده

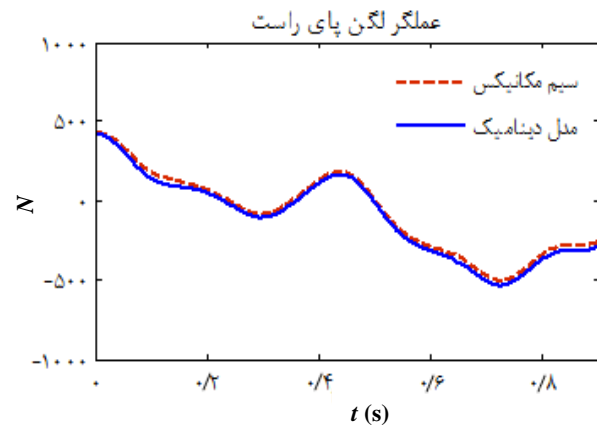
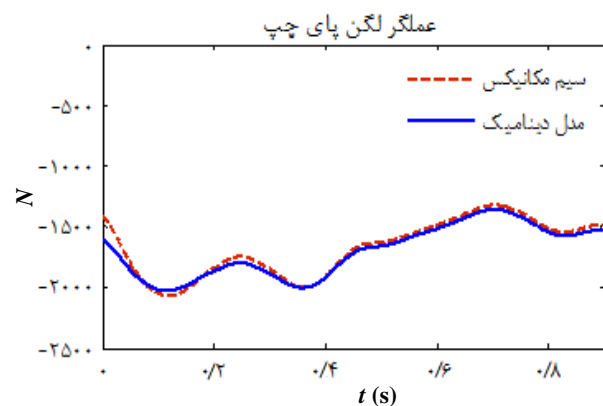
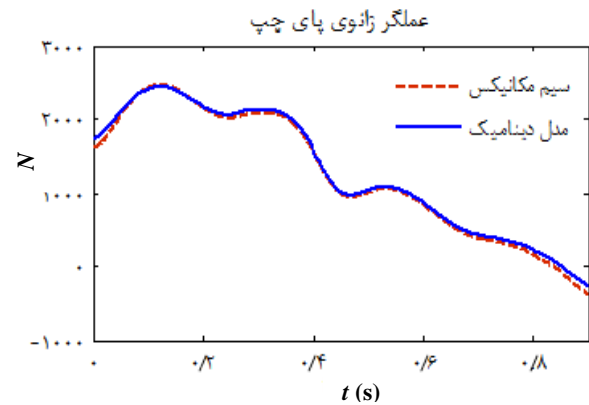
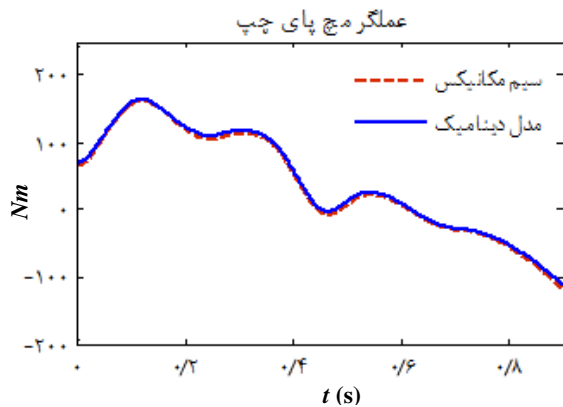
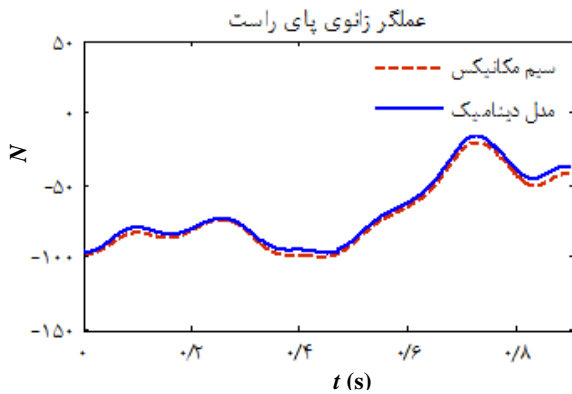
۴-۳- بحث روی نتایج

در شبیه‌سازی فوق، پای چپ تکیه‌گاه و پای راست در فاز متحرک می‌باشد. مشاهده می‌شود نتایج شبیه‌سازی انطباق بالایی با خروجی نرم‌افزار سیم‌مکانیکس از نظر رویه تغییرات و همچنین مقدار متغیرها دارد که معتبر بودن مدل ریاضی به‌دست آمده را ثابت می‌کند. با این وجود، اختلافاتی مشاهده می‌شود که تفاوت دقت حل عددی عامل آن است. گفتنی است محاسبه‌گر تعیین‌شده برای نرم‌افزار، دو روش رانج-کوتا از مراتب ۴ و ۵ را با گام زمانی متغیر به‌صورتی بهینه انتخاب و استفاده می‌کند.

چنانکه در معرفی ساختار منتخب بیان شد، قراردادن عملگر برای مچ پا وابسته به کاربرد ربات و میزان بار است. در کاربرد توان‌بخشی و بار کم عموماً در این قسمت فقط از ادوات غیرفعال یا نیمه‌فعال استفاده می‌شود. به این ترتیب منبع تأمین‌کننده گشتاور مورد نیاز، پای کاربر خواهد بود که از طریق اتصال کفش وی به کف پای ربات قابل انتقال است (شکل ۱). در این شبیه‌سازی کاربرد حمل بار سنگین (۵۰ کیلوگرم) بررسی شده است و همان‌گونه که نتایج نشان می‌دهد، مقدار بیشینه گشتاور مچ مورد نیاز حدود ۱۵۰ نیوتن متر می‌باشد. هرچند حین راه‌رفتن عادی تا ۱۲۰ نیوتن متر نیز گشتاور در مچ پا ایجاد می‌شود، ولی مقدار اضافه مذکور سختی

۴-۲- شبیه سازی و صحنه گذاری مدل دینامیک

در این مرحله، سینماتیک مطلوب طبق زوایا، سرعت و شتاب های زاویه ای به دست آمده در بخش قبل برای ناحیه تک اتکا تعیین گردید و مدل ریاضی به صورت دینامیک معکوس حل شد. مدل ربات در نرم افزار سیم مکانیکس^۱ نیز ایجاد گردید. حالت دینامیک معکوس انتخاب و سینماتیک مطلوب اعمال شد. نمودارهای شکل ۸ نتایج مدل سازی دینامیک را با نتایج نرم افزار مقایسه می نماید.



شکل ۸ نتایج شبیه سازی دینامیک معکوس و صحنه گذاری، از ابتدا تا انتها به ترتیب مربوط به عملگرهای زانو و لگن پای چپ، لگن و زانوی پای راست و گشتاور مچ پای چپ

۵- حل دینامیک مستقیم با کنترل امپدانس

۵-۱- مقدمه

کنترل امپدانس تعامل فرد با ربات در محل تماس را به صورت جابه جا کردن یک سیستم جرم و فنر و میراگر توسط شخص با ضرایب امپدانس دلخواه، تبدیل می نماید که برای این کار نیاز به مدل دینامیک و اندازه گیری نیروی رد و بدل شده در محل تماس دارد. در ربات اسکلت خارجی پنجه پای ربات به کف کفش کاربر اتصال دارد (شکل ۹).



شکل ۹ چگونگی اتصال پنجه پای کاربر و ربات

1. SimMechanics

$$\tau = M \cdot (\ddot{q}_d - M_d^{-1} \cdot (C_d \cdot \dot{e} + K_d \cdot e + f)) - F \cdot f + G + C \cdot \dot{q} \quad (9)$$

استفاده از قانون کنترلی (۹)، تضمین می‌کند دینامیک ربات و نیروی f از رابطه (۸) تبعیت نمایند. می‌توان این الگوریتم را اندکی ارتقا بخشید. نیاز به در دست داشتن f و سینماتیک مطلوب \ddot{q}_d برای محاسبه قانون کنترلی به‌طور همزمان، بیشتر مناسب کاربردهایی است که حرکت مطلوب از پیش معلوم باشد، اما ربات اسکلت خارجی این‌گونه نیست. مهم‌تر آنکه غایت این روش برقراردن رابطه (۸) می‌باشد که با حضور نیروی f در سمت راست معادله، رسیدن q و مشتقات اول و دومش متناظراً به q_d و مشتقات اول و دوم آن تضمین نمی‌شود و فقط دقیقاً در انتهای مسیر مطلوب، زمانی که نیروی f صفر می‌شود، این برابری ایجاد می‌گردد. برای اعمال قانون کنترلی (۹)، لازم است که q_d و f معلوم باشد. برای این منظور، q توسط سنسورهای ربات اندازه‌گیری می‌گردد و سپس با حل معادله (۸) q_d به‌دست آمده و از روی آن قانون کنترلی به‌دست می‌آید.

در ادامه، با اندکی تغییر در معادلات کنترل امیدانس، روندی جدید و قابل پیاده‌سازی در شبیه‌سازی و همچنین در عمل، برای اجرای کنترل امیدانس معرفی می‌گردد و در شبیه‌سازی نشان داده می‌شود که کیفیت کنترل امیدانس تا حدودی اصلاح می‌یابد. رویه مورد نظر بین دینامیک خطا و رابطه امیدانس مطلوب تمایز قایل شده، دینامیک خطا را مشابه معادله (۸)، ولی با طرف راست برابر با صفر، به‌دست می‌دهد درحالی که نیروی تماسی وجود دارد و در رابطه امیدانس مطلوب لحاظ می‌شود. به‌علاوه قانون کنترلی هم‌زمان شامل f و \ddot{q}_d نیست. بدین جهت سیگنال q_0 را همان سیگنال قرائت‌شده توسط سنسور می‌گیریم و رابطه امیدانس مطلوب (۸) را با دو رابطه زیر جایگزین می‌کنیم.

$$M_d \cdot \ddot{\delta} + C_d \cdot \dot{\delta} + K_d \cdot \delta = f, \quad \delta = q_d - q_0 \quad (10)$$

$$M_d \cdot \ddot{e}_0 + C_d \cdot \dot{e}_0 + K_d \cdot e_0 = f, \quad e_0 = q - q_0 \quad (11)$$

اکنون قانون کنترلی را به‌گونه‌ای می‌نویسیم که جملات $C \cdot \dot{q}$ و $F \cdot f$ از دینامیک اصلی (۷) حذف گردد. پس داریم:

$$\tau = M \cdot (\ddot{q}_0 - M_d^{-1} \cdot (C_d \cdot \dot{e}_0 + K_d \cdot e_0 - f)) - F \cdot f + G + C \cdot \dot{q} \quad (12)$$

همچنین ساق، ران و تنه ربات با باند به اعضای متناظر بدن کاربر بسته می‌شود (شکل ۱). در این محل‌های تماس سنسورهای نیروسنج تعبیه می‌گردد و زمانی که کاربر اراده حرکتی کند، قبل از شکل‌گیری حرکت، در محل‌های تماس به ربات نیرو اعمال می‌شود.

مقالات [۱۴] تا [۱۶] کنترل امیدانس را روی ربات اسکلت خارجی اعمال کرده‌اند. آلینگر و همکارانش در [۱۴] برای یک سیستم یک درجه آزادی روی زانو، با استفاده از امیدانس معکوس (مدل ادمیتانس)، ابتدا مسیر حرکت مورد نظر کاربر را محاسبه نموده، سپس کنترل موقعیت را به‌کمک کنترلر PID انجام داده‌اند. تغییرات زوایای اجزا در این ربات، که رفتاری کاملاً غیرخطی دارد، زیاد است و کنترلر مذکور برای همه این حالت‌ها نمی‌تواند کیفیت عملکرد بالایی داشته باشد. مقاله [۱۵] نیز روش فوق را برای ربات اسکلت خارجی بالاتنه به‌کار برده است. کالدول و همکارانش در [۱۶] به استفاده از کنترل امیدانس برای ربات اسکلت خارجی تمام‌تنه اشاره کرده‌اند که کارایی آن برای توانبخشی بوده؛ سیستم کنترلی با فرض کندی حرکت و صفر بودن سرعت و شتاب‌ها به‌دست آمده است.

۵-۲- الگوریتم کنترل امیدانس

کتاب [۱۷] که مرجعی برای مباحث دینامیک و کنترل ربات‌ها می‌باشد، روش پیاده‌سازی کنترل امیدانس را به‌صورت زیر معرفی کرده است. مدل دینامیک ربات با لحاظ نیروی واردشده توسط شخص در محل تماس، که با f نشان داده می‌شود، طبق رابطه (۷) فرض می‌شود.

$$M(q) \cdot \ddot{q} + C(q, \dot{q}) \cdot \dot{q} + G(q) = \tau + F(q) \cdot f \quad (7)$$

$F(q)$ ماتریس ضرایب f در رابطه استاندارد دینامیک فوق را نشان می‌دهد. به‌علاوه رابطه f با حرکت مطلوب (رابطه امیدانس مطلوب) به‌صورت زیر تعیین می‌گردد:

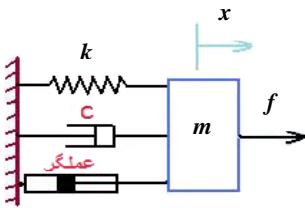
$$M_d \cdot \ddot{e} + C_d \cdot \dot{e} + K_d \cdot e = -f, \quad e = q - q_d \quad (8)$$

در معادله بالا ضرایب اینرسی، میرایی لزجی و سختی فنر، همچنین، متغییر حالت q با اندیس d مقادیر مطلوب برای این پارامترها را نشان می‌دهد. e بیانگر خطای موقعیت ربات نسبت به موقعیت هدف است. از رابطه (۸)، \ddot{q} محاسبه و قانون کنترلی به‌گونه‌ای نوشته می‌شود تا جملات $C \cdot \dot{q}$ و $F \cdot f$ حذف گردد. با جایگذاری \ddot{q} رابطه τ مطابق زیر به‌دست می‌آید.

در لحظات پایایی، یک حرکت مداوم را شکل می دهد. این اختلاف موقعیت، خطا نیست بلکه پس از زمان کوچکی که سیستم کنترل فرمان کاربر را اجرا نماید، عملاً ربات به موقعیتی می رسد که نسبت به هدف کاربر ممکن است کمی اختلاف داشته باشد. این اختلاف، خطای سیستم کنترل است. در مجموع اگر سیستم کنترل عملکرد ضعیفی داشته باشد، کاربر باید نیروی بیشتری صرف کند تا به هدف خود برسد.

۵-۳- نتایج شبیه سازی و صحت گذاری روش کنترلی

ابتدا یک سیستم جرم و فنر و میراگر به همراه عملگری خطی مانند شکل ۱۰ در نظر گرفته شده است و دو روش کنترل امیدانس پیش گفته روی آن اجرا و نتایج مقایسه می گردد. پس از آن، کنترل ربات اسکلت خارجی مورد نظر با روش کنترل امیدانس ارائه شده شبیه سازی می گردد.

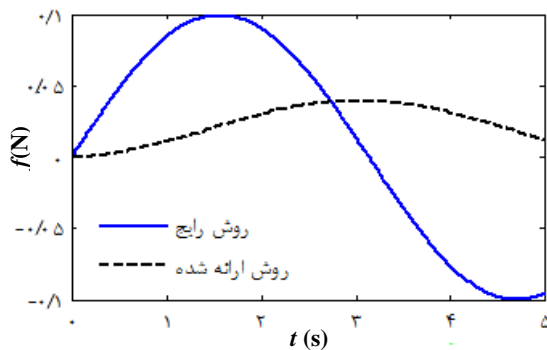


شکل ۱۰ شماتیک سیستم جرم و فنر و میراگر با عملگر خطی

فرض می شود کاربر نیروی تماسی به صورت $f = 0.1 \cdot \sin(t)$ اعمال نماید. با روش رایج، حرکت مطلوب شناسایی و از آن تبعیت می شود. سپس تبعیت از همین حرکت مطلوب با روش ارائه شده انجام می گیرد. نتایج نشان می دهد با روش ارائه شده نیروی تماسی کمتری را کاربر متحمل می شود تا آن حرکت مورد نظر صورت پذیرد. پارامترهای شبیه سازی عبارتند از:

$$m = 2, c = 15, k = 100, \quad (14)$$

$$m_d = 1, c_d = 10, k_d = 100$$



شکل ۱۱ مقایسه نیروی تماسی در دو روش

با قراردادن قانون کنترلی از رابطه (۱۲) در معادله دینامیک (۷)، معادله امیدانسی (۱۱) به دست می آید. با استفاده از رابطه (۱۰) دینامیک خطا بین موقعیت مطلوب و واقعی به فرم زیر به دست می آید:

$$M_d \cdot \ddot{e} + C_d \cdot \dot{e} + K_d \cdot e = 0, \quad e = q - q_d \quad (13)$$

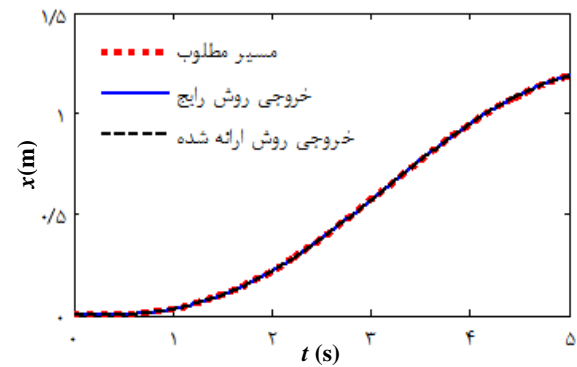
بنابراین یک متغیر جدید به دینامیک مدار بسته ربات افزوده شد و متناظراً معادله (۱۱) به دو معادله دینامیک ربات و امیدانس مطلوب اضافه گردید. تفاوت قانون کنترلی حاصل (۱۲) نسبت به روش رایج (۹) استفاده از سیگنال q_0 به جای سیگنال اندازه گیری سنسور و استفاده از روابط (۱۰) و (۱۱) برای تعریف موقعیت مطلوب است که نتیجه آن، صفر شدن طرف راست دینامیک خطاست.

گرچه ترکیب روابط (۱۰) تا (۱۲) برای تعریف مسیر مطلوب و در نتیجه تعریف کنترل امیدانس از لحاظ ریاضی کامل است، اما تفسیر کار انجام شده نیز تا حدی میسر است، طوری که به کارگیری دو دینامیک (۱۰) و (۱۱) برای تعریف مسیر مطلوب q_d توجیه فیزیکی نیز داشته باشد. از رابطه (۱۰) می توان این گونه برداشت نمود که q_0 موقعیت ربات در هر لحظه است که توسط سنسورها به دست می آید. q به نوعی موقعیت بعدی ربات بعد از اعمال نیروست و توسط رابطه دینامیک ربات (۷) مثلاً در τ لحظه بعد، به دست می آید، که τ زمانی بسیار کوچک است. در اینجا باید بین دو موضوع تمایز قایل شد؛ یکی میزان تغییرات مطلوب کاربر نسبت به وضعیت موجود (δ) در هر لحظه که کاربر متناسب با آن نیرو (f) وارد می کند و موضوع دیگر خطای سیستم کنترلی در انطباق دادن موقعیت ربات با موقعیت مطلوب (e) است. مورد اول مطلوب بوده و باید وجود داشته باشد، ولی مورد دوم خطای کنترلر می باشد که لازم است به صفر میل داده شود. در صورتی که این موارد تفکیک نشود و رابطه دینامیک خطا با طرف راست برابر با صفر به دست نیاید، تضمینی برای میل کردن خطا و مشتقات اول و دوم آن به صفر وجود نخواهد داشت که اثر خود را در افزایش نیروی وارد بر کاربر در محل تماس بروز می دهد.

منشأ ایجاد تفکیک مورد اشاره، در نظر گرفتن این نکته است: کاربر در هر لحظه که نیرویی به ربات اعمال می نماید، هدفش آن است که پس از زمان بسیار کوچکی (τ) ربات به موقعیت جدیدی که مطلوب وی است برسد. انجام این فرایند

کنترلی با نیروی عملگرها حاصل از حل دینامیک معکوس مطابقت داشته باشد که نتایج همین موضوع را نشان می‌دهد. برای عملگرهای هیدرولیک خطی با قطر داخلی ۳ سانتی‌متر و فشار هیدرولیک ۶ مگاپاسکال، حد اشباع تا ۴۰۰۰ نیوتن نیز قابل اعمال است، ولی بیشینه نیروی عملگرها در شبیه‌سازی موجود ۲۵۰۰ نیوتن بوده است.

طبق نمودارهای شکل ۱۵، گشتاورهایی ناچیز و کمتر از نیم نیوتن‌متر در محل‌های تماس به اعضای بدن کاربر وارد می‌شود. این مقادیر تنها فشار وارد شده به شخص است، در حالی که وی باری به بزرگی ۵۰ کیلوگرم را حمل می‌نماید.



شکل ۱۲ مقایسه کیفیت تبعیت از مطلوب در دو روش

در توضیح نتایج شبیه‌سازی باید گفت تا زمانی که f مثبت است، به معنای تمایل کاربر به افزایش سرعت و شتاب و جلوتر رفتن جرم می‌باشد. با برعکس شدن جهت نیرو، به تدریج از سرعت و شتاب جرم کاسته می‌شود تا زمانی که جابه‌جایی به تغییر جهت نزدیک می‌شود و زمان شبیه‌سازی به پایان می‌رسد. مشاهده می‌شود با وجود تبعیت از یک حرکت مطلوب، روش جدید ارائه‌شده نیروی تماسی کمتری لازم دارد.

اکنون کنترل ربات مورد نظر شبیه‌سازی می‌شود. پارامترهای

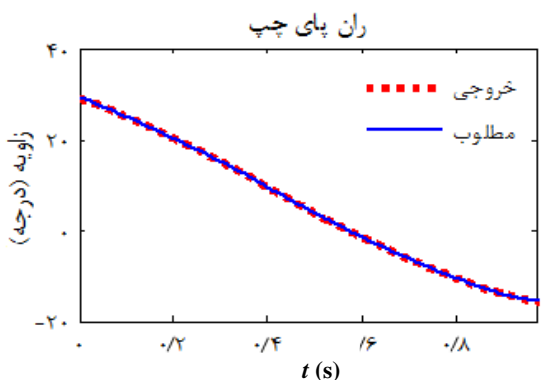
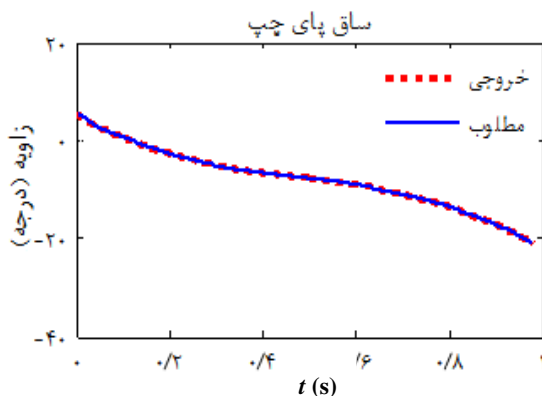
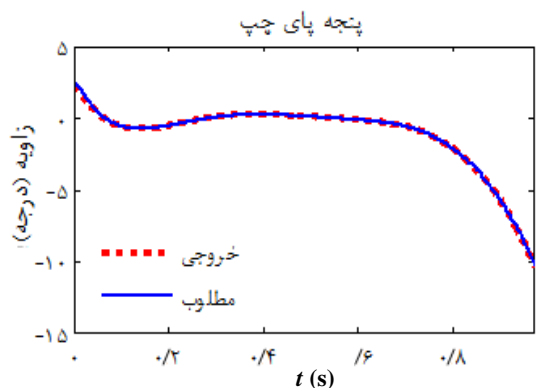
امپدانس مطلوب عبارت‌اند از:

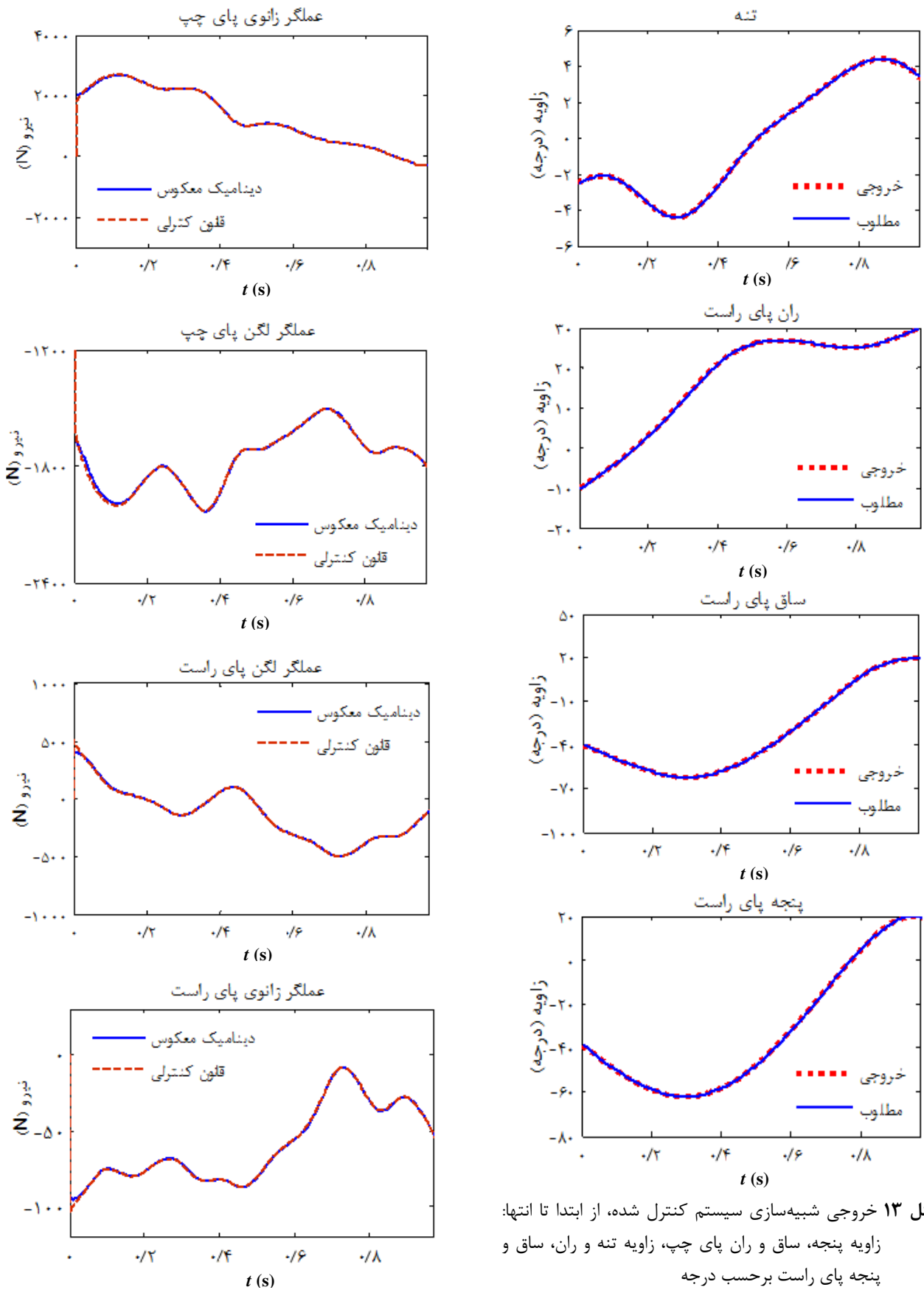
$$M_d = 0.1 \times I_7, C_d = 10 \times I_7, K_d = 100 \times I_7 \quad (15)$$

گفتنی است معیار انتخاب ضرایب مطلوب کیفیت تبعیت خوب در عین نیروی محل تماس کم می‌باشد [۱۸] و به دلیل عدم وجود مقالاتی که ضرایب امپدانس مناسب برای این کاربرد را بیان کرده باشد، با آزمون و خطا ضرایب فوق انتخاب شد.

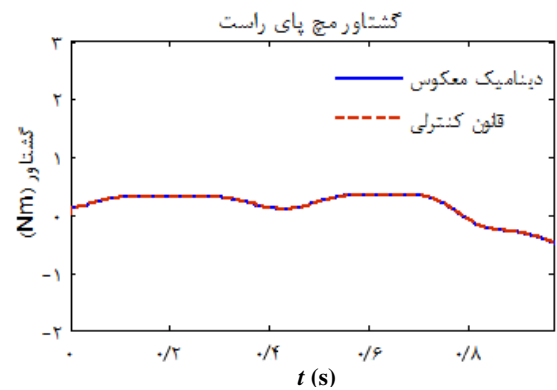
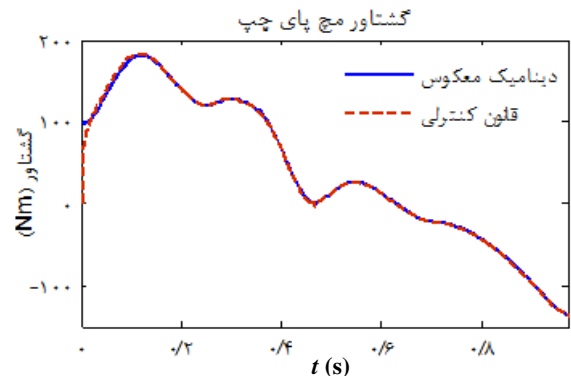
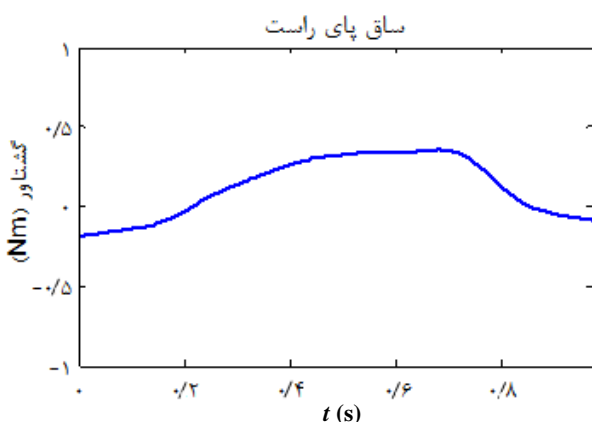
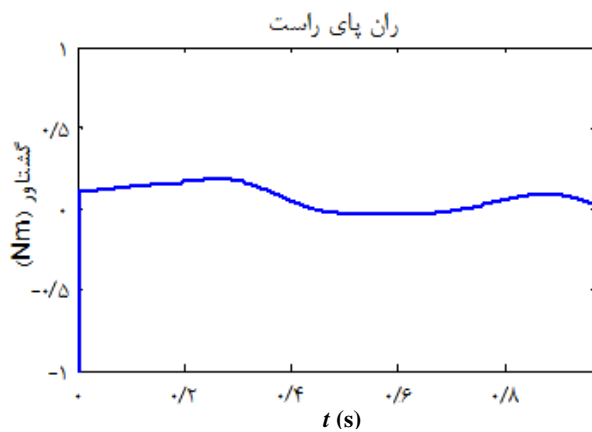
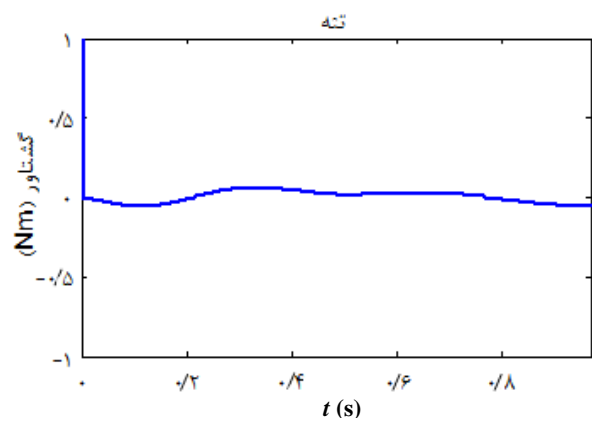
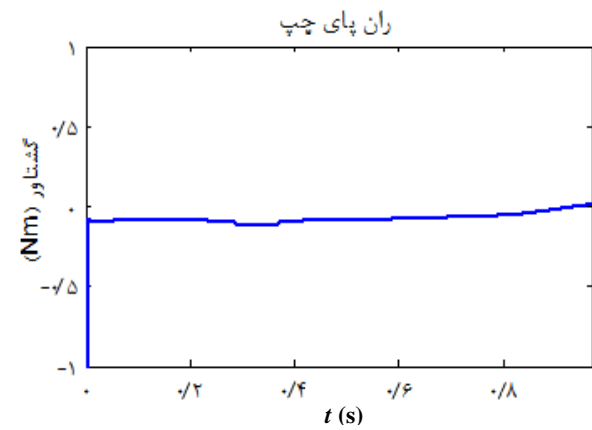
نتایج شبیه‌سازی شامل سینماتیک تولیدشده و انطباق آن با سینماتیک مطلوب (شکل ۱۳)، نیرو و گشتاورهای به دست آمده از قانون کنترلی (شکل ۱۴) و نیروی مدل‌شده در تماس فرد با ربات (شکل ۱۵) می‌باشد. شایان ذکر است مورد آخر در واقع گشتاورهایی است که بدن از طریق محل تماس به تک‌تک اعضای ربات وارد می‌کند. اگر حسگرها در محل تماس از نوع نیروسنج باشد، به راحتی گشتاور ناشی از این نیرو روی هر مفصل با ضرب بازوی گشتاوری قابل محاسبه است.

چنانکه نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد، طی زمان حرکت هماهنگی کامل بین بدن و ربات برقرار شده است که کارایی بسیار خوب این الگوریتم کنترل را نشان می‌دهد (شکل ۱۳). قوانین کنترلی به دست آمده از کنترلر در شکل ۱۴ آمده است. به دلیل تبعیت دقیق از حرکت مطلوب انتظار می‌رود قوانین

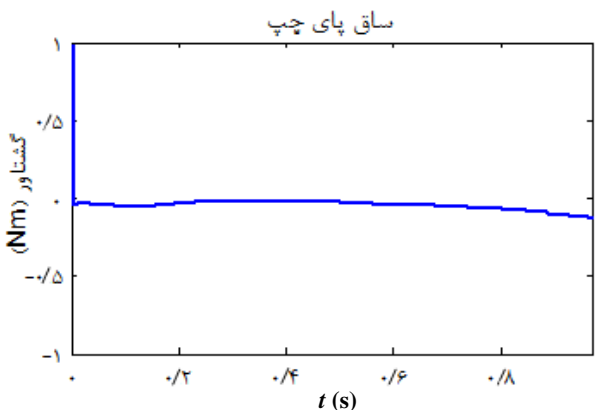
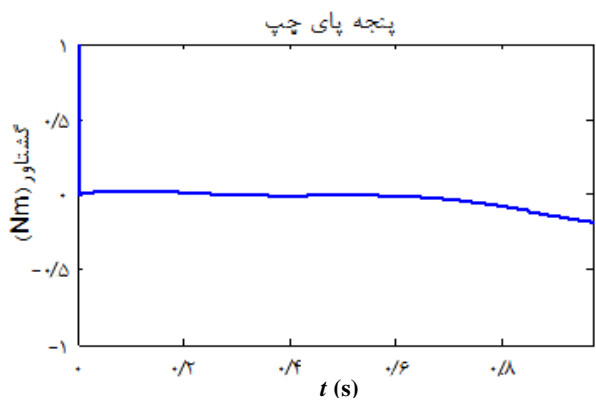




شکل ۱۳ خروجی شبیه سازی سیستم کنترل شده، از ابتدا تا انتها: زاویه پنجه، ساق و ران پای چپ، زاویه تنه و ران، ساق و پنجه پای راست بر حسب درجه

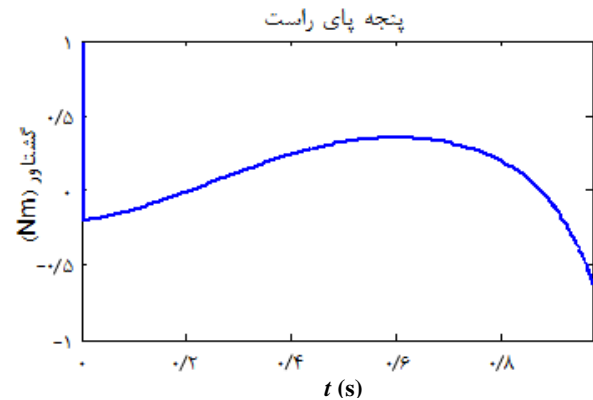


شکل ۱۴ قانون کنترلی در شبیه‌سازی سیستم کنترل‌شده، از ابتدا تا انتها مربوط به نیروی عملگرهای زانو و لگن پای چپ، لگن و زانوی راست و گشتاورهای مچ پای چپ و راست



۷- مراجع

- [1] Herr H., "Exoskeletons and Orthoses: Classification, Design Challenges and Future Directions", *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 6, No. 21, 2009, pp. 1-9.
- [2] Bogue R., "Exoskeletons and Robotic Prosthetics: a Review of Recent Developments", *Industrial Robot*, Vol. 36, 2009, pp. 421-427.
- [3] Dick J., "Human Bipedal Locomotion Device", *U.S. Patent*, US5016869, 1991.
- [4] Kazerooni H., Zoss A., "Architecture and Hydraulics of a Lower Extremity Exoskeleton", *Proc of the ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, Orlando, Florida USA, 2005.
- [5] Kazerooni H., et al., "On the Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)", *Proc of the International Conference on Robotics and Automation*, Barcelona, Spain, 2005.
- [6] Sankai Y., "Leading Edge of Cybernetics: Robot Suit HAL", *SICE-ICASE International Joint Conference*, Bexco, Busan, Korea, 2006.
- [7] Sankai Y., Hayashi T., "Control Method of Robot Suit HAL working as Operator's Muscle using Biological and Dynamical Information", *International Conference on Intelligent Robots and Systems - IROS*, 2005, pp. 431-438.
- [8] Walsh C. J., "An Autonomous, Underactuated Exoskeleton for Loadcarrying Augmentation", *Proc of the International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2006, Beijing, China.
- [9] Onyshko S., Winter D. A., "A Mathematical Model for the Dynamics of Human Locomotion", *Journal of Biomechanics*, 1980, Vol. 13, pp. 361-368.
- [10] Koopman B., Grootenboer H. J., "An Inverse Dynamics Model for the Analysis Reconstruction and Prediction of Bipedal Walking", *J. Biomechanics*, 1995, Vol. 13, pp. 361-368.
- [11] Kazerooni H., "Exoskeletons for Human Performance Augmentation", *Springer Handbook of Robotics*, Edited by O. K. Bruno Siciliano, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 2008.
- [12] Dumas R., et al., "Adjustments to Mc Conville et al. and Young et al. Body Segment Inertial Parameters", *Journal of Biomechanics*, 2007, Vol. 40, pp. 543-553.
- [13] Drewes L. K., "Altered Ankle Kinematics and Shank-Rear-Foot Coupling in Those with Chronic Ankle Instability", *Sport Rehabilitation*, Vol. 18, No. 3, 2009, pp. 375-388.
- [14] Aguirre-Ollinger G., et al., "Active-Impedance Control of a Lower-Limb Assistive Exoskeleton",



شکل ۱۵ گشتاور وارد شده به اعضای بدن حین شبیه سازی سیستم کنترل شده، از ابتدا تا انتها مربوط به پنجه، ساق و ران پای چپ، تنه و ران، ساق و پنجه پای راست

۶- نتیجه گیری

در این پژوهش، مدل سازی دینامیکی به همراه طراحی الگوریتم کنترل، که بخش های پایه ای تکنولوژی ربات های اسکلت خارجی را تشکیل می دهد، انجام شد. در مقالات، مدل سازی و شبیه سازی کنترل این ربات حداکثر برای بخشی با یک درجه آزادی ارائه شده است. به علاوه، روش کنترل امپدانس تحلیل شده و در بیان آن، خصوصاً برای کاربردی مانند ربات اسکلت خارجی، نکاتی اصلاحی لحاظ گردید. ساختاری مناسب با الگوبرداری از تحقیقات جامع در این زمینه انتخاب شد و مدل دینامیکی آن به صورت نیوتنی و در صفحه ساژیتال به دست آمد. سپس به منظور حل دینامیک معکوس و تأیید اعتبار مدل با داده های هماهنگ و امکان پذیر، طی آزمایشی داده های سینماتیکی راه رفتن استخراج شد و از آن به عنوان سینماتیک مطلوب در شبیه سازی ها استفاده گردید. ربات در نرم افزار تجاری سیم مکانیکس پیاده سازی و به طور مشابه حل دینامیک معکوس در آن انجام گرفت. تطابق بالای نتایج صحت مدل را اثبات نمود. حل دینامیک به صورت مستقیم با توجه به سیستم پیچیده این ربات نیاز به کنترلر دارد. بیان معرفی شده برای کنترل امپدانس، در کنترل ربات هدف مورد استفاده قرار گرفت. نتایج نشان داد این روش، علاوه بر پایدار ساختن دینامیک، کیفیت تبعیت از مطلوب بالایی دارد و هماهنگی کامل بین ربات و بدن ایجاد می نماید. به علاوه گشتاور وارد شده به اعضای بدن کاربر حین حمل باری به بزرگی ۵۰ کیلوگرم، کوچک و کمتر از نیم نیوتن متر است.

- Rehabilitation - Design, Control and Testing”, *International Journal of Humanoid Robotics*, Vol. 4, No. 3, 2007, pp. 1-24.
- [17] Spong M., *Robot Modelling and Control*, United States of America, John Wiley, 2003.
- [18] Hogan, N., “Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part1, Part2, Part3”, *Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control*, 1985, Vol. 107, pp. 1-24.
- Proceedings of the 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, 2007.
- [15] Yu W., et al., “PID Admittance Control for an Upper Limb Exoskeleton”, *American Control Conference*, 2011, O'Farrell Street, San Francisco, CA, USA, pp. 1124 - 1129.
- [16] Caldwell D. G., Tsagarakis. N. G., “Soft Exoskeletons for Upper and Lower Body