

Design and Dynamic Analysis of an Arm Exoskeleton with Cable Tendon for Shoulder Joint Motion

M. Salem¹, S. Ebrahimi^{2*}, and M. Bamdad³

¹M.Sc Student, Mechanical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

²Associate Professor, Mechanical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

³ Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

Receipt in the Online Submission System: 9 August 2017, Received in Revised Form: 2 January 2018, Accepted: 2 February 2018

Abstract

In this study, a portable upperlimb exoskeleton is designed for the purpose of rehabilitation and helping the disabled people to do their daily activities. This exoskeleton has two active and one passive degrees of freedom for the shoulder joint. In this system, the idea of cable transmissiom mechanism and guidance pulley with the ability to change the force direction is used. The two active DOFs of the shoulder joint is achived only by pulling one cable for each axis based on the novel design of this mechanism. Each axis of the shoulder is driven independently which implies that a single axis can be installed on the arm. This exoskeleton does not impose any limitation on the vertical motion of the scapula. In addition, it is inexpensive, lightweight and can easily be used. In this paper, after introducing the exoskeleton system, the required motor torques for generating a prescribed task are obtained. In the next step, the kinematic and dynamic equations of this system are derived. By simulating the exoskeleton in CATIA and MATLAB softwares, and presenting the results, the performance of the exoskeleton is evaluated. The results show that this novel exoskeleton system posses an excellent capacity to perform the rehabilitation excersises for shoulder joint.

Keywords: *Exoskeleton, Shoulder Joint, Cable Tendon, Series Elastic Actuator*

***Corresponding Author**

Address: Machanical Engineering Department, Yazd university, P.O.Box: 8915818411, Yazd, Iran

Tel: +98-35-31232621

Fax: +98-35-38212781

E-mail: ebrahimi@yazd.ac.ir

طراحی و تحلیل دینامیکی برون پوش بازو با استفاده از تاندون کابلی برای حرکت مفصل شانه

محیا سالم^۱، سعید ابراهیمی^{۲*}، مهدی بامداد^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد
^۲ دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد
^۳ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۵/۱۸، بازنگری: ۱۳۹۶/۱۰/۱۲، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۱۱/۱۳

چکیده

در این تحقیق، یک برون پوش بالاتنه به منظور انجام تمرین‌های توان بخشی و کمک به افراد دارای مشکل حرکتی در انجام کارهای روزانه طراحی شده است. این برون پوش قادر به دوران دو درجه‌ای آزادی مفصل شانه به صورت فعال و یک درجه‌ای آزادی به صورت غیرفعال است. در سیستم طراحی شده از ایده‌ی مکانیزم انتقال کابلی و پولی راهنما با قابلیت تغییر راستای اعمال نیرو بهره برده شده است. در این طرح، بر پایه‌ی سیستمی با ساختاری ساده تنها از یک کابل برای حرکت رفت و برگشتی هر محور استفاده شده است. مکانیزم میله‌ای طراحی شده در این طرح با دوران دو درجه‌ای آزادی مفصل شانه، قابلیت حمل آن را بدون نیاز به پایه‌ای ثابت فراهم آورده است. سیستم محرکه‌ی هر محور مستقل از محور دیگر عمل می‌کند، و بدین ترتیب، می‌توان تنها مکانیزم مربوط به یک محور را روی بازو نصب و از آن استفاده نمود. این برون پوش حرکت کتف را در راستای عمودی محدود نمی‌سازد و در ضمن، ارزان، سبک، و قابل حمل بوده و به آسانی پوشیده می‌شود. در این مقاله، پس از معرفی سیستم برون پوش، روابط مربوط به گشتاور موتورها برای انجام گستره‌ی مشخصی از وظایف بدست آورده می‌شود. در ادامه، معادلات سینماتیکی و دینامیکی حاکم بر سیستم برون پوش استخراج گردیده و با شبیه‌سازی سیستم در نرم‌افزارهای کتیا و متلب و ارائه‌ی نتایج، عمل کرد آن مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. نتایج حاصل مشخص می‌کند که برون پوش طراحی شده به خوبی قادر به انجام تمرین‌های توان بخشی برای مفصل شانه می‌باشد.

کلیدواژه‌ها: برون پوش، مفصل شانه، تاندون کابلی، عمل گر سری الاستیک

* نویسنده مسئول

نشانی: دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران، کد پستی ۸۹۱۵۸۱۸۴۱۱

تلفن: ۳۱۲۳۲۶۲۱ (۳۵) ۹۸+

دورنگار: ۳۸۲۱۲۷۸۱ (۳۵) ۹۸+

پست الکترونیکی: ebrahimi@yazd.ac.ir

۱- مقدمه

برون‌پوش‌ها^۱ ربات‌هایی هستند که ساختاری مشابه با بدن انسان دارند، روی اعضای بدن سوار شده و به صورت موازی با عضو مورد نظر کار می‌کنند. برای این ربات‌ها، برخلاف ربات‌های صنعتی که در آن‌ها سرعت و دقت از اهمیت بالایی برخوردار است، در مرحله‌ی اول، امنیت و راحتی کاربر در طراحی مورد توجه قرار می‌گیرد [۱]. هرساله افراد زیادی در اثر سگته و یا آسیب‌های نخاعی، دچار مشکل در سیستم عصبی و عضلانی و در نتیجه مشکلات حرکتی می‌شوند. بسیاری از این افراد تحت درمان برای بهبود حرکت بازوی خود قرار می‌گیرند تا با انجام تمرین‌های توان‌بخشی، توانایی‌های حرکتی خود را بازیابند [۲، ۳]. پژوهش‌های انجام شده در این زمینه نشان می‌دهند که انجام این تمرین‌ها به صورت مداوم و با تکرار زیاد تاثیر به‌سزایی در بهبود عمل‌کرد سیستم عصبی و ماهیچه‌ای و همچنین در انجام کارهای روزانه دارد. سیستم‌های رباتیک برون‌پوش این امکان را فراهم می‌سازند [۴]. دسته‌ای از سیستم‌هایی که برای توان‌بخشی بازو از آن‌ها استفاده می‌شود، سیستم‌هایی بر پایه‌ی اتصال نقطه‌ی انتهایی^۲ هستند. این سیستم‌ها فقط در یک نقطه به دست یا ساعد متصل می‌شوند و از لحاظ مکانیکی دارای طراحی و تحلیل ساده‌تری نسبت به برون‌پوش‌ها هستند که از معروف‌ترین آن‌ها می‌توان به سیستم ام‌آی‌تی-مانوس^۳ [۵] اشاره کرد. برخلاف سیستم‌های بر پایه‌ی اتصال نقطه‌ی انتهایی که دستگاه فقط به دست بیمار نیرو وارد می‌کند، در برون‌پوش‌ها گشتاوری که به هریک از مفاصل و محورهای دورانی وارد می‌شود، را می‌توان به‌صورت جداگانه کنترل کرد [۳].

هرچه برون‌پوش از لحاظ فیزیکی به بدن انسان شبیه‌تر باشد، ضمن ایجاد احساس راحتی بیشتر برای بیمار، در افزایش سرعت و میزان بهبود نیز تاثیر بیشتری دارد [۶]. معمولاً برون‌پوش‌ها، مانند کادن^۴ [۷]، در مراکز پزشکی مورد استفاده قرار گرفته و غیرقابل حمل می‌باشند. اما نمونه‌هایی نیز ساخته شده‌اند که قابل حمل بوده و امکان انجام تمرین‌های توان‌بخشی را در منزل نیز برای بیمار فراهم می‌کنند و یا می‌توانند به افراد کم‌توان و معلول در انجام کارهای روزانه کمک کنند. برای این منظور این سیستم‌ها باید سبک و قابل

حمل باشند [۸]. مفصل شانه مهم‌ترین مفصل در برون‌پوش‌های بالاتنه است [۹]. این مفصل را می‌توان به صورت یک مفصل گوی و کاسه در نظر گرفت که بازو می‌تواند حول سه محور آن سه حرکت ابداکشن-ادداکشن^۵، فلکشن-اکستنشن^۶ و چرخش داخلی-چرخش خارجی^۷ را انجام دهد [۲].

از دهه‌ی ۱۹۷۰ تاکنون فعالیت‌های زیادی در زمینه‌ی برون‌پوش‌های بالاتنه انجام شده است [۱۰]. در بسیاری از سیستم‌های برون‌پوش مانند کارهای یوسفی‌کما و همکاران [۹] و [۱۱ و ۱۲] و یا برون‌پوش ارائه شده در [۱۳]، از مفاصل لولایی صلب متوالی برای حرکت مفصل شانه استفاده شده است. در اکثر این سیستم‌ها از جابه‌جایی مفصل شانه صرف‌نظر شده و مکان مفصل شانه ثابت در نظر گرفته می‌شود. در صورتی که در طی حرکت بازو، مفصل شانه نیز حرکت خطی دارد، و ثابت فرض کردن آن می‌تواند در بسیاری از کاربردها به‌خصوص در سیستم‌هایی که برای توان‌بخشی و یا کمک به افراد بیمار و کم‌توان استفاده می‌شوند، موجب احساس ناراحتی برای کاربر و یا حتی آسیب‌دیدگی فرد شود [۱۴]. در برخی از برون‌پوش‌ها مانند برون‌پوش آرمین^۸ [۱۵]، درجه‌های آزادی و مفاصل جداگانه‌ای برای این منظور در نظر گرفته شده است. دسته‌ی دیگری از برون‌پوش‌ها نیز ساخته شده‌اند که برای جلوگیری از وارد شدن گشتاورهای خارج از محور به مفصل شانه، به جای استفاده از مفاصل صلب برای انتقال نیرو، با اتصال کابل به بازو، از خود بازو به عنوان لینک رابط جهت حرکت دورانی استفاده کرده‌اند. این برون‌پوش‌ها بهتر می‌توانند با انواع وضعیت‌های بازوی انسان انطباق پیدا کنند و ایمنی و راحتی بیشتری را برای کاربر فراهم سازند [۱۶] و [۱۷]. برای مثال، در برون‌پوش‌هایی مانند کارهای یانگ^۹ [۱۸] و آگراوال^{۱۰} [۱۹ و ۲۰]، از سیستم کابل‌های موازی برای حرکت مفاصل استفاده شده است. در تحقیق منتشر شده در [۲۱] پس از معرفی سیستم برون‌پوش کابلی کارکس^{۱۱}، روشی جدید به منظور تخمین موقعیت مرکز مفصل شانه معرفی شده و سپس، مدل سینماتیکی دقیقی جهت بهبود فرآیند توان‌بخشی ارائه شده است. در [۲۲] با توجه به آرایش

^۵ Abduction-Adduction^۶ Flexion-Extension^۷ Medial-Lateral^۸ Armin^۹ Yang^{۱۰} Agrawal^{۱۱} Carex^۱ Exoskeletons^۲ End-Effector-Based^۳ Mit-Manus^۴ Caden7

پایه‌ی ثابت، که در [۲۴] نیز به کار برده شده، را از بین برده و سیستمی سبک و قابل حمل ارائه می‌کند. طبق [۲۷] حرکات فلکشن، اکستنشن، اداکشن و ادداکشن مفصل شانه، بیشترین استفاده را برای انسان در انجام کارها دارند. لذا در این مقاله نیز برون‌پوشی برای حرکت فعال مفصل شانه در دو محور فلکشن-اکستنشن و اداکشن-ادداکشن با استفاده از تنها دو کابل طراحی شده است. درجه‌های آزادی سیستم طراحی شده با درجه‌های آزادی محور شانه حول سه محور دورانی اصلی مفصل بدن انسان مطابق بوده، بدین صورت که برون‌پوش به صورت عمومی برای دوران فعال مفصل شانه برای حرکات فلکشن-اکستنشن در صفحه‌ی ساژیتال و حرکات اداکشن-ادداکشن در صفحه‌ی عرضی بدن طراحی شده و همچنین امکان دوران غیرفعال برای حرکت مدیال-لترال در صفحه‌ی افقی بدن را به کاربر می‌دهد. این برون‌پوش ضمن بهره بردن از فواید یک سیستم محرکه‌ی کابلی، نسبتاً ساده، کم حجم و ارزان قیمت بوده و استفاده از آن نیز آسان می‌باشد. همچنین، این مکانیزم به علت استفاده از عنصر الاستیک کابل و نحوه‌ی کنترل گشتاور، می‌تواند مانند یک عمل‌گر سری الاستیک عمل کرده و کنترل سختی مفصل بازوی متحرک را در طول حرکت میسر سازد. یعنی در عمل، نیرو و جابه‌جایی به صورت مستقل قابل کنترل هستند. این خصوصیت می‌تواند تعاملی امن و راحت را بین برون‌پوش و کاربر فراهم کند.

در بخش دوم این مقاله، برون‌پوش طراحی شده به طور کامل معرفی می‌شود. در بخش سوم، روابط حاکم بر سیستم در حالت سینماتیکی و دینامیکی استخراج شده و تعادل سیستم مورد بررسی قرار می‌گیرد. پس از آن، سیستم در نرم‌افزارهای کتیا و متلب شبیه‌سازی شده و نتایج شبیه‌سازی در بخش چهارم مورد بررسی قرار خواهند گرفت.

۲- معرفی سیستم برون‌پوش

این برون‌پوش دو درجه‌ی آزادی مفصل شانه، شامل حرکت اداکشن-ادداکشن و فلکشن-اکستنشن را به صورت فعال کنترل کرده و برای محور سوم مفصل شانه نیز یک درجه‌ی آزادی غیرفعال دارد. از مهم‌ترین مشخصه‌های این برون‌پوش، قابلیت حمل و محدود نکردن حرکت خطی مرکز مفصل شانه در راستای عمودی می‌باشد. ضمن این که مجموعه‌های حرکتی مربوط به هر یک از محورهای شانه کاملاً از یک‌دیگر مستقل بوده و می‌توان تنها مجموعه‌ی حرکتی مربوط به یک محور را

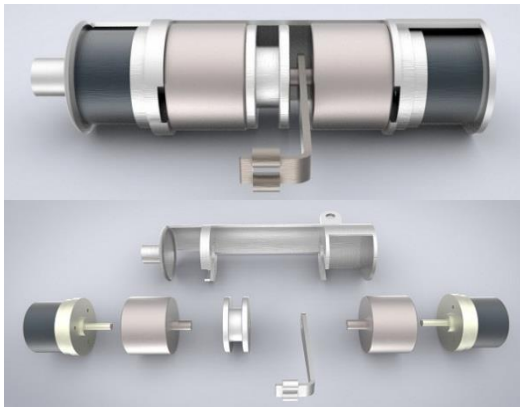
ماهیه‌ها، برون‌پوش نرمی طراحی شده که دارای یک درجه‌ی آزادی برای حرکت اداکشن-ادداکشن مفصل شانه است. نکته‌ای که در مورد تمام این سیستم‌ها وجود دارد این است که چون کابل‌ها تنها در حالت کشش عمل می‌کنند، ضمن این که تعداد کابل‌ها در این نوع سیستم‌ها زیاد است، نقطه‌ی اتصال کابل‌ها به بازو نیز بسیار مهم بوده و سیستم از لحاظ طراحی و کنترل بسیار پیچیده می‌باشد. همچنین، در سیستم‌هایی مانند کارهای یانگ و آگراوال، به پایه‌ای ثابت و یا سیستم‌های تعلیق جهت جانمایی عمل‌گرهای کابلی نیاز است. به همین علت، این سیستم‌ها علاوه بر پیچیدگی در طراحی و کنترل مجموعه‌ی کابل‌ها، به فضای زیادی نیاز داشته و بنابراین قابلیت حمل ندارند و استفاده از آن‌ها تنها در کلینیک‌های توان‌بخشی ممکن می‌باشد.

در دستگاه توان‌بخشی ماریونت^۱ [۲۳ و ۲۴]، سیستم محرکه‌ی کابلی جدیدی به کار رفته است که در آن برای کنترل گشتاور اعمال شده به بازو به جای تغییر نیروی کششی کابل، از تغییر راستای اعمال نیرو و یا تغییر بازوی گشتاور استفاده شده است. این دستگاه، سیستم توان‌بخشی لمسی^۲ است که برای دوران یک و یا دو درجه‌ی آزادی بازو ساخته شده است. همچنین، در [۲۵] نیز با استفاده از همین سیستم محرکه، یک برون‌پوش برای حرکت مفصل آرنج ساخته شده است. از مزیت‌های بسیار بارز این سیستم می‌توان به استفاده از تنها یک کابل جهت کنترل بازو در هر دو جهت مرکز دوران بازوی متحرک اشاره کرد. به همین دلیل، مشکل تعدد کابل‌ها و پیچیدگی کنترل و حفظ کشش در تمامی آن‌ها، که در سیستم‌های [۱۷-۲۲] مطرح بود، در این سیستم وجود ندارد. در این تحقیق، بر اساس ایده‌ی تغییر راستای اعمال نیرو که در [۲۳-۲۵] معرفی شده است، برون‌پوشی به منظور انجام تمرین‌های توان‌بخشی و کمک به افراد کم‌توان یا دارای مشکل حرکتی در انجام کارهای روزانه طراحی شده است. طرح‌های ارائه شده‌ی پیشین [۲۳-۲۶]، تنها شامل کاربردهایی با مفاصل متوالی و محورهای موازی می‌باشد، در صورتی که ویژگی بارز طرح حاضر استفاده از مفاصلی با محورهای متقاطع است. بنابراین، برون‌پوشی با مکانیزمی کاملاً جدید برای حرکت فعال دو درجه‌ی آزادی مفصل شانه طراحی شده است که با آناتومی شانه‌ی انسان تطابق قابل قبولی دارد. طراحی مکانیزم جدید برون‌پوش نیاز به استفاده از

^۱ Marionet

^۲ Haptic

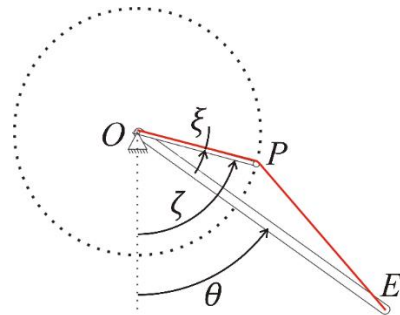
دارد: نیروی کشش کابل که توسط موتورهای کشنده تنظیم شده و بازوی گشتاور که توسط پولی‌های راهنما کنترل می‌شود.



شکل (۲) - مجموعه موتور کشنده، جعبه دنده و پولی راهنما و موتور پولی راهنما

بنابراین، این مکانیزم به علت استفاده از المان الاستیک کابل و نحوه‌ی کنترل گشتاور، نوعی عمل‌گر سری الاستیک محسوب می‌شود که می‌تواند سختی مفصل را در طول حرکت تنظیم کند و در عمل، نیرو و جابه‌جایی در این سیستم به صورت مستقل قابل کنترل هستند. با توجه به قابل حمل بودن برون‌پوش، برای حفظ صفحه‌ی مجموعه‌ی عمل‌گرهای هر دو محور نسبت به بازو، هر دو مجموعه می‌بایست روی خود بازو نصب شده و همراه با آن حرکت کنند که در این‌جا مساله‌ی حفظ سکون مجموعه‌ی محرک نسبت به بازو مطرح است. جهت رفع این مساله مکانیزم جدیدی طراحی شده است که در شکل (۳-الف) طرح نهایی برون‌پوش نشان داده شده است. در مکانیزم طراحی شده لینکی روی بازو قرار گرفته و توسط بست‌هایی به دور بازو بسته می‌شود. یک نبشی ۹۰ درجه نیز به بالای این لینک متصل شده که روی مفصل شانه قرار می‌گیرد. این نبشی همواره نسبت به بازو ثابت بوده و همراه با آن حرکت می‌کند. هر یک از مجموعه‌های موتور کشنده و پولی راهنما توسط یک بال بیرینگ روی یک وجه نبشی قرار گرفته و محور هر یک از آنها، که از مرکز مفصل شانه می‌گذرد، نسبت به نبشی حول محور خود، آزادی حرکت دارد. همان‌گونه که در شکل (۳-ب) مشاهده می‌شود، مکانیزم شامل لینک صلب L شکل OA (که همان مجموعه‌ی موتور کشنده و پولی راهنما است و از مرکز مفصل شانه یعنی نقطه‌ی O آغاز شده و تا نقطه‌ی A ادامه دارد) و لینک‌های AB ، BC ، و CD و پنج مفصل O ، A ، B ، C ، و D می‌باشد. این مکانیزم ضمن این‌که اجازه می‌دهد مجموعه‌ی عمل‌گر هر

روی بازو نصب کرد و از آن استفاده نمود. در برون‌پوش طراحی شده، از سیستم تاندون کابلی استفاده شده است، به صورتی که با اتصال کابل به بازو می‌توان از خود بازو به عنوان لینک رابط استفاده کرده و نیازی به لینک‌ها و مفاصل صلب وجود ندارد. در نتیجه، برون‌پوش سبک و کم حجم شده، و در کل سیستمی ساده و ارزان قیمت طراحی شده است. در این برون‌پوش، از تاندون‌های کابلی با قابلیت تغییر راستای نیرو استفاده شده است. برای تغییر راستای اعمال نیرو، از مسیرهای دایروی به صورت هم محور با مفصل شانه استفاده شده و همین ویژگی امکان دوران بازو در هر دو جهت مفصل شانه را تنها با استفاده از یک کابل فراهم می‌سازد. تصویر ساده شده‌ی هریک از مکانیزم‌های کابلی در شکل (۱) نشان داده شده است.



شکل (۱) - طرح سیستم کابلی، پولی راهنما و بازو

همان‌گونه که در شکل مشاهده می‌شود، کابل از موتور کشنده‌ای که به صورت هم‌محور با مفصل شانه قرار دارد، خارج شده و پس از عبور از پولی راهنما که روی یک بازوی دورانی هم‌محور با مفصل شانه قرار دارد، به انتهای بازو متصل می‌شود. در حالتی که بازوی پولی راهنما هم‌راستا با بازوی انسان باشد، گشتاوری از طرف کابل به بازو وارد نمی‌شود. به‌منظور حفظ هم‌صفحه بودن موتور کشنده، پولی راهنما و نقطه‌ی اتصال کابل به انتهای بازو، موتورهای کشنده در هر دو مجموعه باید به صورت هم‌محور با مفصل شانه و روی خود بازو قرار گرفته و همراه با بازو حرکت کنند. همچنین، جهت جلوگیری از برخورد صفحه‌ی دورانی پولی راهنما با بدن و امکان قرارگیری دو مجموعه به صورت هم‌زمان روی بازو، حرکت پولی راهنما به جای یک دیسک راهنما، توسط یک بازوی دورانی که به صورت هم‌محور با مفصل شانه قرار دارد، انجام می‌شود. در شکل (۲) مجموعه‌ی موتور کشنده، بازوی راهنما و موتور مربوط به آن به همراه جعبه‌دنده‌های موتورها نشان داده شده است. در این سیستم برای کنترل گشتاور اعمالی به هر محور مفصل شانه، دو پارامتر قابل کنترل وجود

۳- بررسی معادلات سیستم برون پوش

۳-۱- محاسبه‌ی گشتاور مکانیزم کابل و پولی

با توجه به شکل (۱)، محور پولی راهنما و موتور کشنده برای هر یک از محورهای ابداکشن-ادداکشن و فلکشن-اکستنشن، از مفصل شانه می‌گذرد. خط‌چین نشان داده شده، مسیر دایره‌ای حرکت پولی راهنما را مشخص می‌کند. کابل از موتور کشنده (نقطه‌ی O) خارج شده و با عبور از پولی راهنما (نقطه‌ی P) به انتهای بازو (نقطه‌ی E) متصل می‌شود. مختصات قطبی موتور کشنده، پولی راهنما، و نقطه‌ی اتصال کابل به انتهای بازو به ترتیب برابر است با $(0,0)$ ، (R_P, ζ) ، و (R_A, θ) که θ زاویه‌ی دوران بازوی متحرک، ζ زاویه‌ی پولی راهنما، R_A طول بازوی محرک، و R_P شعاع پولی راهنما است. برای محاسبه‌ی گشتاور اعمال شده از هر کابل به مفصل شانه باید نیروی کشش کابل، که در ادامه با T نشان داده می‌شود، در بازوی گشتاور ضرب شود. بازوی گشتاور که با l نشان داده شده است، از روش هندسی، به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$l = \frac{R_A R_P \sin(\zeta - \theta)}{L_{PA}} \quad (1)$$

$$L_{PA} = \sqrt{R_A^2 + R_P^2 - 2R_A R_P \cos(\zeta - \theta)} \quad (2)$$

با این فرض که در هر دو مجموعه، کابل‌ها به انتهای بازو متصل شده باشند، گشتاور مجموعه‌ی ابداکشن-ادداکشن به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\tau_{abd} = T_{abd} \frac{R_A R_P \sin(\zeta - \theta)}{L_{PAabd}} \quad (3)$$

پارامترهای τ_{abd} ، T_{abd} ، R_{Pabd} و L_{PAabd} به ترتیب گشتاور وارد شده به بازو حول محور ابداکشن-ادداکشن توسط مجموعه‌ی محرکه، نیروی کشش کابل، شعاع پولی راهنما و طول کابل از پولی راهنما به انتهای بازو هستند. برای مجموعه‌ی فلکشن-اکستنشن نیز می‌توان نوشت:

$$\tau_{flx} = T_{flx} \frac{R_A R_P \sin(\phi - \varphi)}{L_{PAflx}} \quad (4)$$

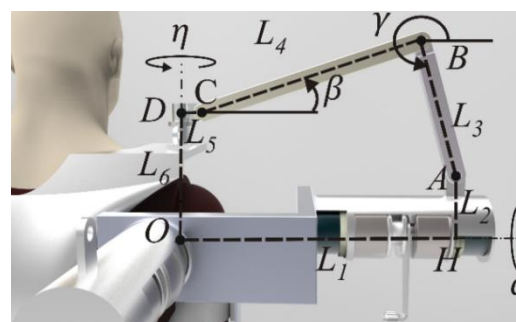
در رابطه‌ی بالا اندیس flx به معنای پارامتر مورد نظر در مجموعه‌ی فلکشن-اکستنشن بوده و ϕ زاویه‌ی بازو حول محور فلکشن-اکستنشن مفصل کروی شانه و φ زاویه‌ی پولی راهنمای مجموعه است.

محور همراه با بازو حرکت کند، در زمانی که خود مجموعه عامل حرکت بازو باشد، به علت عمود بودن محور مفاصل A، B و C بر محور دوران مجموعه‌ی عمل‌گر خود، اجازه‌ی حرکت به مجموعه را نداده و آن را ثابت نگه می‌دارد.

در سیستم طراحی شده، با توجه به شبیه‌سازی‌های انجام شده در نرم‌افزار کتیا، فضای کاری سیستم تا جایی که اجزای سیستم با یکدیگر برخوردی نداشته باشند، در نظر گرفته می‌شود. جدول (۱) مقایسه‌ای بین آزادی حرکت برون پوش در دو محور فعال آن و نتایج تجربی استخراج شده از $[V]$ را برای آزادی حرکت مورد نیاز محورهای مفصل شانه در انجام کارهای روزانه، انجام می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد که سیستم طراحی شده به خوبی می‌تواند محدوده‌ی حرکتی مورد نیاز برای انجام کارهای روزانه را برای کاربر پوشش دهد.



(الف)



(ب)

شکل (۳) - طرح نهایی برون پوش در نرم‌افزار کتیا

جدول (۱) - مقایسه بین فضای کاری برون پوش و فضای مورد نیاز برای انجام کارهای روزانه

روزانه (درجه)	برون پوش (درجه)	$[V]$
۱۱۰	۱۲۰	فلکشن-اکستنشن
۱۰۰	۹۵	ابداکشن-ادداکشن

نیروی کشش هر کابل، علاوه بر ایجاد گشتاور حول محور مورد نظر که در روابط (۳) و (۴) به دست آمدند، به علت فاصله داشتن از بازو حول دو محور دیگر نیز گشتاور تولید می‌کند. این گشتاورها در این قسمت بررسی خواهند شد. ابتدا با در نظر گرفتن مجموعه‌ی عمل‌گر محور ابداکشن-ادداکشن و با اعمال فاصله‌ی صفحه‌ی کابل و پولی راهنما از دست، طبق شکل (۵-الف) می‌توان نوشت:

$$T_{abd} \cos(\lambda_{abd}) = T_z \quad (7\text{-الف})$$

$$T_{abd} \sin(\lambda_{abd}) = T_y \quad (7\text{-ب})$$

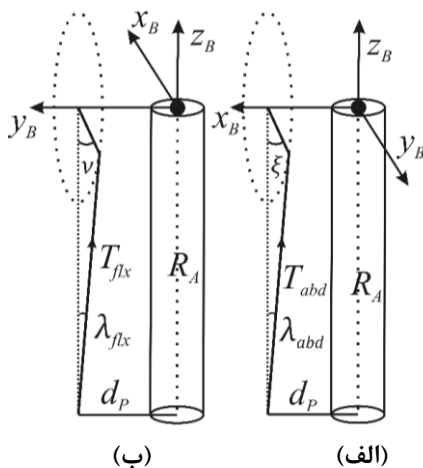
که T_y و T_z مولفه‌های نیروی کشش کابل و λ_{abd} زاویه‌ی کابل با راستای عمودی در مجموعه‌ی ابداکشن-ادداکشن می‌باشد. برای بردار نیروی کشش کابل و بردار مکان اعمال نیرو به بازو، به ترتیب می‌توان نوشت:

$$\vec{T}_{abd} = T_y \vec{y}_B + T_z \vec{z}_B \quad (8\text{-الف})$$

$$\vec{r}_{abd} = d_p \vec{x}_B - R_A \vec{z}_B \quad (8\text{-ب})$$

پارامتر d_p فاصله‌ی صفحه‌ی پولی راهنما از بازو است. بنابراین بردار گشتاور به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\vec{\tau}_1 = \vec{r}_{abd} \times \vec{T}_{abd} = d_p T_y \vec{z}_B - d_p T_z \vec{y}_B + R_A T_y \vec{x}_B \quad (9)$$



شکل (۵) - پولی راهنما و کابل متصل به بازو، مربوط به محور (الف) ابداکشن-ادداکشن و (ب) فلکشن-اکستنشن

بر اساس رابطه‌های (۳) و (۹) و تعریف $\xi = \zeta - \theta$ رابطه زیر حاصل می‌شود:

$$\tau_{abd} = T_y R_A = T_{abd} \frac{R_A R_p \sin(\xi)}{L_{PAabd}} \quad (10)$$

طبق تعریف، سختی با مشتق‌گیری از گشتاور پیچشی سیستم نسبت به زاویه‌ی دوران بازو به دست می‌آید. با فرض ثابت بودن نیروی کشش در طول کابل می‌توان نوشت:

$$K = \frac{d\tau}{d\theta} = T \frac{d^2 x}{d\theta^2} \quad (5)$$

که x طول کابل است. با نوشتن سختی با توجه به پارامترهای مربوط به هر یک از مجموعه‌ها، سختی مفصل مربوط به محورهای ابداکشن-ادداکشن و فلکشن-اکستنشن به ترتیب به صورت زیر به دست می‌آید:

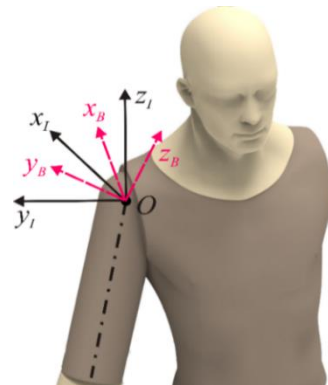
$$K_{abd} = T \left(\frac{R_A R_p \cos(\theta - \zeta)}{L_{PA}} - \frac{R_A^2 R_p^2 \sin^2(\theta - \zeta)}{L_{PA}^3} \right) \quad (6\text{-الف})$$

$$K_{flx} = T \left(\frac{R_A R_p \cos(\phi - \rho)}{L_{PA}} - \frac{R_A^2 R_p^2 \sin^2(\phi - \rho)}{L_{PA}^3} \right) \quad (6\text{-ب})$$

از رابطه‌ی (۶) می‌توان دریافت که در هر مجموعه با تنظیم میزان کشش کابل و زاویه‌ی نسبی پولی راهنما و بازو می‌توان برای هر درجه‌ی آزادی، سختی و گشتاور (یا نیرو و جابه‌جایی) را به صورت مستقل از هم کنترل نمود. یعنی در عمل برای هر محور دو پارامتر قابل کنترل وجود دارد: نیروی کشش کابل و زاویه‌ی نسبی بازو و پولی راهنما.

۳-۲ بررسی گشتاور مؤثر کابل‌ها

در شکل (۴) دستگاه‌های مختصات اینرسی و بدنی بازو که به ترتیب با I و B نشان داده شده‌اند، معرفی می‌شوند. همان‌گونه که در شکل مشاهده می‌شود، مراکز هر دو دستگاه روی مرکز مفصل شانه قرار گرفته است. محورهای دستگاه اینرسی با x_I, y_I, z_I و محورهای دستگاه متصل به بازو با x_B, y_B, z_B نشان داده شده است.



شکل (۴) - دستگاه مختصات اینرسی و بازو

در نهایت، طبق رابطه‌های (۹) تا (۱۶)، برآیند گشتاورهای ناشی از مکانیزم‌های کابلی حول سه محور مفصل شانه به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\begin{aligned} \sum M_{T_{\bar{x}B}} &= \tau_{abd} + d_p T_{flx} \cos(\lambda_{flx}) \\ &= \tau_{abd} + d_p T_{flx} \sqrt{1 - \frac{R_{p_{flx}}^2 \sin^2(\nu)}{L_{PA_{flx}}^2}} \quad (۱۷-الف) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \sum M_{T_{\bar{y}B}} &= \tau_{flx} - d_p T_{abd} \cos(\lambda_{abd}) \\ &= \tau_{flx} - d_p T_{abd} \sqrt{1 - \frac{R_{p_{abd}}^2 \sin^2(\xi)}{L_{PA_{abd}}^2}} \quad (۱۷-ب) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \sum M_{T_{\bar{z}B}} &= d_p T_{abd} \sin(\lambda_{abd}) \\ + d_p T_{flx} \sin(\lambda_{flx}) &= d_p \frac{\tau_{abd}}{R_A} + d_p \frac{\tau_{flx}}{R_A} \quad (۱۷-ج) \end{aligned}$$

همان‌طور که از رابطه‌ی (۱۷) مشاهده می‌شود، به علت فاصله‌ی کابل‌ها از بازو، هر یک از کابل‌ها علاوه بر محور مورد نظر خود حول دو محور دیگر نیز گشتاور تولید می‌کند که نامطلوب است. برای خنثی نمودن این گشتاورهای نامطلوب، دو گشتاور به یکی از مفاصل هر مکانیزم میله‌ای اعمال می‌شود. در ادامه، تحلیل سینماتیکی این مکانیزم‌های میله‌ای و تعیین گشتاورهای خنثی‌کننده‌ای که به آن‌ها اعمال می‌شود، توضیح داده شده است.

۳-۳- تحلیل سینماتیک مکانیزم‌های میله‌ای برون پوش و خنثی نمودن گشتاورهای نامطلوب

مراحل طراحی مکانیزم‌های میله‌ای برای دو محور یکسان می‌باشد. بدین صورت که هر دو مکانیزم طبق شکل (۳-ب)، شامل لینک‌های صلب OA، AB، BC، و CD هستند. لینک CD حول مفصلی که محور آن از مرکز مفصل شانه گذشته و بر راستای محور z_I اینرسی منطبق است، دوران می‌کند. زاویه‌ی دوران آن با η نشان داده شده است. زوایای لینک‌های BC و AB نسبت به خط افق به ترتیب با β و γ مشخص شده است. لینک صلب OA همان مجموعه‌ی عمل‌گر هر مکانیزم است که محور آن از مرکز مفصل شانه گذشته و می‌تواند حول محور خود دوران کند که این زاویه‌ی دورانی نیز با α نشان داده شده است.

برای استخراج روابط سینماتیکی ترتیب دورانی ابداکشن-ادداکشن و سپس فلکشن-اکستنشن برای بازو در نظر گرفته می‌شود. در نتیجه ترتیب دورانی به صورت $\text{Rot}_{x,\theta}$ و سپس

در نهایت، با ساده کردن رابطه‌ی (۱۰)، عبارت‌های مربوط به کسینوس و سینوس زاویه‌ی کابل در نقطه‌ی اتصال به بازو، یعنی λ_{abd} ، به صورت زیر محاسبه می‌شوند:

$$\sin(\lambda_{abd}) = \frac{R_{p_{abd}} \sin(\xi)}{L_{PA_{abd}}} = \frac{\tau_{abd}}{T_{abd} R_A} \quad (۱۱-الف)$$

$$\cos(\lambda_{abd}) = \sqrt{1 - \frac{R_{p_{abd}}^2 \sin^2(\xi)}{L_{PA_{abd}}^2}} \quad (۱۱-ب)$$

سپس با در نظر گرفتن مجموعه‌ی فلکشن-اکستنشن، مطابق شکل (۵-ب)، برای گشتاور اعمال شده به بازو روابط زیر به دست می‌آید:

$$T_{flx} \sin(\lambda_{flx}) = T_x \quad (۱۲-الف)$$

$$T_{flx} \cos(\lambda_{flx}) = T_z \quad (۱۲-ب)$$

T_x و T_z مولفه‌های نیروی کشش کابل و λ_{flx} زاویه‌ی کابل با راستای عمودی می‌باشد. برای بردار نیرو و بردار مکان اعمال نیرو به بازو، به ترتیب می‌توان نوشت:

$$\vec{r}_{flx} = d_p \vec{y}_B - R_A \vec{z}_B \quad (۱۳-الف)$$

$$\vec{T}_{flx} = -T_x \vec{x}_B + T_z \vec{z}_B \quad (۱۳-ب)$$

که \vec{T}_{flx} بردار نیروی کشش کابل و \vec{r}_{flx} بردار مکان انتهای بازو است. در نتیجه برای گشتاور وارد شده از طرف کابل مجموعه‌ی فلکشن به بازو به دست می‌آید:

$$\vec{\tau}_2 = \vec{r}_{flx} \times \vec{T}_{flx} = d_p T_x \vec{z}_B + d_p T_z \vec{x}_B + R_A T_x \vec{y}_B \quad (۱۴)$$

بنابراین طبق روابط (۴) و (۱۴) و تعریف $\nu = \phi - \varphi$ می‌توان نشان داد:

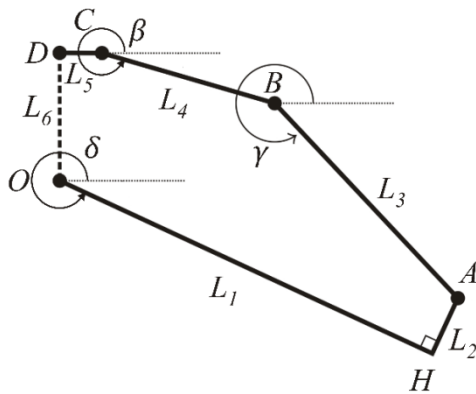
$$\tau_{flx} = T_x R_A = T_{flx} \frac{R_A R_{p_{flx}} \sin(\nu)}{L_{PA_{flx}}} \quad (۱۵)$$

عبارت‌های مربوط به کسینوس و سینوس زاویه‌ی کابل در نقطه‌ی اتصال به بازو یعنی λ_{flx} به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\sin(\lambda_{flx}) = \frac{\tau_{flx}}{T_{flx} R_A} \quad (۱۶-الف)$$

$$\cos(\lambda_{flx}) = \frac{\sqrt{T_{flx}^2 R_A^2 - \tau_{flx}^2}}{T_{flx} R_A} \quad (۱۶-ب)$$

مکانیزم میله‌ای که در معادله‌ی (۱۹) به دست آمد، برای چند موقعیت متفاوت بازو پاسخ حل عددی معادلات در نرم‌افزار متلب با سیستم طراحی شده در محیط دی‌ام‌یو کینماتیک^۱ نرم‌افزار کتیا مقایسه، و مشاهده شد که در همه‌ی حالات پاسخ هر دو نرم‌افزار کاملاً برهم منطبق هستند. در جدول (۲) یک نمونه از جواب‌ها آورده شده است که نشان می‌دهد پاسخ هر دو نرم‌افزار کاملاً یکسان است.



شکل (۶) - مکانیزم میله‌ای مجموعه‌ی ابداکشن-ادداکشن پس از دوران اول بازو حول محور فلکشن

جدول (۲) - زوایای مکانیزم میله‌ای ابداکشن به ازای موقعیت بازو در $\theta = 20$ و $\phi = 35$ درجه

	α (deg)	β (deg)	γ (deg)	η (deg)
کتیا	-۳/۹۵۶۸	-۷/۷۸۸	۲۷۲/۴۰۵۴	۱۳/۴۶۷۸
متلب	-۳/۹۵۶۸	-۷/۷۸۸	۲۷۲/۴۰۵۴	۱۳/۴۶۷۸

برای خنثی نمودن گشتاورهای نامطلوب که در رابطه‌ی (۱۷) به دست آمد، به مفاصل C هر یک از مکانیزم‌های میله‌ای، گشتاورهای خنثی‌کننده‌ای اعمال می‌شود. اگر اندازه‌ی اثر گشتاورهای جبران‌کننده‌ی هر یک از مکانیزم‌های مجموعه‌های فلکشن و ابداکشن در مفصل شانه، یعنی نقطه‌ی O، به ترتیب با M_{abd} و M_{flex} نشان داده شود، بردار این دو گشتاور در دستگاه B به صورت زیر خواهد بود:

$$\vec{M}_{flex} = M_{flex} \begin{bmatrix} \cos \phi \\ 0 \\ \sin \phi \end{bmatrix} \quad (الف-۲۰)$$

$$\vec{M}_{abd} = M_{abd} \begin{bmatrix} 0 \\ \cos \theta \cos \eta \\ -\sin \phi \sin \eta - \cos \phi \sin \theta \cos \eta \end{bmatrix} \quad (ب-۲۰)$$

$Rot_{y,\phi}$ است. ماتریس دوران از دستگاه اینرسی به دستگاه متصل به بازو به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_I^B &= \mathbf{R}_{x,\theta} \mathbf{R}_{y,\phi} \\ &= \begin{bmatrix} \cos \phi & 0 & \sin \phi \\ \sin \phi \sin \theta & \cos \theta & -\cos \phi \sin \theta \\ -\sin \phi \cos \theta & \sin \theta & \cos \phi \cos \theta \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (۱۸)$$

در ادامه، روابط سینماتیکی مربوط به زاویه‌ی مفاصل مکانیزم ابداکشن-ادداکشن استخراج می‌شود. قابل ذکر است که روابط مکانیزم مجموعه‌ی فلکشن-اکستنشن نیز به صورت مشابه قابل استخراج است با این تفاوت که به علت ترتیب دوران در نظر گرفته شده، زوایای α و η در آن‌ها صفر هستند. در شکل (۶) صورت ساده شده‌ی مکانیزم میله‌ای مجموعه‌ی ابداکشن-ادداکشن پس از دوران بازو حول محور فلکشن، به همراه طول لینک‌ها از L_1 تا L_6 ، نشان داده شده است.

برای این که بتوان روابط زوایای $\alpha, \eta, \beta, \gamma$ و مکانیزم را برحسب زوایای دوران بازو، یعنی θ و ϕ ، استخراج کرد، به چهار معادله‌ی مستقل نیاز است. اگر مختصات نقطه‌ی A را از دو مسیر OHA و ODCBA به دست آورده و برابر قرار دهیم، سه قید سیستم به دست می‌آیند. قید مستقل دیگری که در مکانیزم می‌توان تعیین کرد، این است که محور مفصل A همواره بر محور موتور عمود است. در نتیجه چهار قید مکانیزم به صورت زیر به دست می‌آیند:

$$-L_1 \cos \phi - L_2 (\sin \phi \sin \theta \sin \alpha + \cos \theta \sin \phi \cos \alpha) + (L_5 + L_4 \cos \beta + L_3 \cos \gamma) \cos \eta = 0 \quad (الف-۱۹)$$

$$-L_1 \sin \theta \sin \phi - L_2 (-\cos^2 \theta (1 - \cos \phi) + \cos \phi) \sin \alpha + \cos \theta \sin \theta (1 - \cos \phi) \cos \alpha + (L_5 + L_4 \cos \beta + L_3 \cos \gamma) \sin \eta = 0 \quad (ب-۱۹)$$

$$L_1 \cos \theta \sin \phi - L_2 (-\cos \theta \sin \theta (1 - \cos \phi) \sin \alpha + (\sin^2 \theta (1 - \cos \phi) + \cos \phi) \cos \alpha) + (L_6 + L_4 \sin \beta + L_3 \sin \gamma) = 0 \quad (ج-۱۹)$$

$$\tan \eta = \sin \theta \tan \phi \quad (د-۱۹)$$

در این جا باید دقت شود که برای زاویه‌ی $\alpha \neq 0$ چون مجموعه‌ی عمل‌گر حول محور خود دوران داشته و به تبع آن پولی راهنما نیز همراه با مجموعه می‌چرخد، برای جلوگیری از بروز این خطا هم‌زمان با دوران مجموعه، پولی راهنما باید به ازای α دوران کند. برای صحت سنجی معادلات سینماتیکی

^۱ DMU Kinematic

برای حذف اثر گشتاور نامطلوب حول محور اول در رابطه‌ی (۲۳) رابطه‌ی زیر باید برقرار باشد:

$$\sqrt{1 - \frac{R_{pflx}^2 \sin^2(\nu)}{L_{PAflx}^2}} = \frac{R_{pflx} \sin(\nu) \cos\phi}{L_{PAflx} \sin\phi} \quad (24)$$

همچنین برای حذف اثر گشتاور نامطلوب حول محور دوم در رابطه‌ی (۲۳)، رابطه‌ی زیر باید برقرار باشد:

$$\sqrt{1 - \frac{R_{pabd}^2 \sin^2(\xi)}{L_{PAabd}^2}} = \frac{R_{pabd} \sin(\xi) \cos\theta \cos\phi}{L_{PAabd} \sin\theta} \quad (25)$$

با توجه به این که طبق [۲۸] طول بازو برای یک مرد بالغ ۳۱ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است، و همچنین، برای این که روابط (۲۴) و (۲۵) جواب داشته باشد، طول پولی راهنمای مجموعه‌ی فلکشن-اکستنشن ۲۷ سانتی‌متر، و طول پولی راهنمای مجموعه‌ی ابداکشن-ادداکشن ۳۰ سانتی‌متر در نظر گرفته می‌شود. با استفاده از کار مجازی برای مکانیزم‌های میله‌ای طبق رابطه‌ی (۱۹)، گشتاورهایی که باید به مفاصل C در مکانیزم‌های میله‌ای مجموعه‌ی فلکشن و ابداکشن وارد شوند، به ترتیب برابر است با:

$$M_{\beta flx} = M_{flx} \frac{N_f}{D_f} \\ N_f = L_3 L_4 (\cos\beta \sin\gamma - \sin\beta \cos\gamma) \quad (الف-۲۶) \\ D_f = -L_3 \cos\gamma (L_1 \sin\theta + L_2 \cos\theta) \\ -L_3 \sin\gamma (-L_1 \cos\theta + L_2 \sin\theta)$$

$$M_{\beta abd} = M_{abd} \frac{N_a}{D_a} \\ N_a = L_3 L_4 (\cos\beta \sin\gamma - \sin\beta \cos\gamma) \quad (ب-۲۶) \\ D_a = -L_3 \cos\gamma (L_1 \sin\delta + L_2 \cos\delta) \\ -L_3 \sin\gamma (-L_1 \cos\delta + L_2 \sin\delta)$$

۳-۴- روابط دینامیکی سیستم

در ادامه با توجه به مشخصات وزن و طول مجموعه بازوی برای یک مرد میان‌سال که از [۲۸] به دست آمده، روابط دینامیکی سیستم برون پوش استخراج می‌شود. این نکته قابل ذکر است که در این مطالعه از حرکت مفصل آرنج صرف نظر شده و ساعد همواره در راستای بازو در نظر گرفته می‌شود. در این قسمت، روابط دینامیکی حاکم بر سیستم، با استفاده از روش لاگرانژ برای سه زاویه‌ی دورانی مفصل شانه استخراج می‌شوند. معادلات دینامیکی برای حرکات ابداکشن-ادداکشن و فلکشن-اکستنشن به صورت زیر به دست می‌آیند:

در نتیجه با توجه به روابط (۱۷) و (۲۰) با اعمال گشتاورهای جبران‌کننده به مکانیزم‌های میله‌ای، برآیند گشتاورها حول مفصل شانه به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\sum M_{\bar{x}_B} = \tau_{abd} + d_p T_{flx} \sqrt{1 - \frac{R_{pflx}^2 \sin^2(\nu)}{L_{PAflx}^2}} + M_{flx} \cos\phi \quad (الف-۲۱)$$

$$\sum M_{\bar{y}_B} = \tau_{flx} - d_p T_{abd} \sqrt{1 - \frac{R_{pabd}^2 \sin^2(\xi)}{L_{PAabd}^2}} + M_{abd} \cos\theta \cos\eta \quad (ب-۲۱)$$

$$\sum M_{\bar{z}_B} = d_p \frac{\tau_{abd}}{R_A} + d_p \frac{\tau_{flx}}{R_A} + M_{flx} \sin\phi + M_{abd} (-\sin\phi \sin\eta - \cos\phi \sin\theta \cos\eta) \quad (ج-۲۱)$$

در نتیجه برای از بین بردن تأثیر گشتاورهای نامطلوب حول محور دورانی سوم که به صورت غیرفعال در مکانیزم حضور دارد، روابط زیر باید برقرار باشد:

$$M_{abd} = d_p \frac{\tau_{abd}}{R_A (\sin\phi \sin\eta + \cos\phi \sin\theta \cos\eta)} \quad (الف-۲۲)$$

$$M_{flx} = -d_p \frac{\tau_{flx}}{R_A \sin\phi} \quad (ب-۲۲)$$

با جای‌گذاری رابطه‌ی (۲۲) در رابطه‌ی (۲۱)، برآیند گشتاورها حول محور سوم در مفصل شانه صفر شده و برآیند گشتاورها حول دو محور دیگر به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\sum M_{\bar{x}_B} = \tau_{abd} + d_p T_{flx} \sqrt{1 - \frac{R_{pflx}^2 \sin^2(\nu)}{L_{PAflx}^2}} - d_p \frac{\tau_{flx} \cos\phi}{R_A \sin\phi} \quad (الف-۲۳)$$

$$\sum M_{\bar{y}_B} = \tau_{flx} - d_p T_{abd} \sqrt{1 - \frac{R_{pabd}^2 \sin^2(\xi)}{L_{PAabd}^2}} + d_p \frac{\tau_{abd} \cos\theta \cos\phi}{R_A \sin\theta} \quad (ب-۲۳)$$

وارد شوند. در این حالت گشتاورهای M_{abd} و M_{flx} به صورت زیر تعیین می‌شوند:

$$M_{flex} = \ddot{\theta} (I_{x_{flx}} + I_{z_{arm}} + I_{z_{for}} + m_{flx} d_{flx}^2) + \dot{\theta} \dot{\phi} \frac{\cos \phi}{\sin \phi} (I_{x_{flx}} + I_{z_{arm}} + I_{z_{for}} + m_{flx} d_{flx}^2) + g m_{flx} d_{flx} \cos \theta - d_p \frac{\tau_{flx}}{R_A \sin \phi} \quad (۲۹-الف)$$

$$M_{abd} = -m_{abd} d_{abd} g \frac{\cos \phi}{\cos \eta} + d_p \frac{\tau_{abd}}{R_A (\sin \phi \sin \eta + \cos \phi \sin \theta \cos \eta)} \quad (۲۹-ب)$$

در نهایت با اعمال این گشتاورها به سیستم، معادلات دینامیکی محورهای ابداکشن-ادداکشن و فلکشن-اکستنشن، به ترتیب به صورت زیر به دست می‌آیند:

$$\ddot{\theta} \left(\cos^2 \phi (m_{arm} d_{arm}^2 + m_{for} d_{for}^2 + I_{x_{arm}} + I_{x_{for}} - I_{z_{arm}} - I_{z_{for}} + 2m_w L_w^2) \right) + \dot{\theta} \dot{\phi} \left(2 \sin \phi \cos \phi (-I_{x_{arm}} - I_{x_{for}} - m_{for} d_{for}^2 - m_{arm} d_{arm}^2 - 2m_w L_w^2) \right) + \left(2 \cos \phi \sin \phi - \frac{\cos \phi}{\sin \phi} \right) (I_{z_{arm}} + I_{z_{for}}) + \frac{\cos \phi}{\sin \phi} (-I_{x_{flex}} - m_{flex} d_{flex}^2) + g (\cos \phi \sin \theta (m_{arm} d_{arm} + m_{for} d_{for} + m_w L_w)) = \tau_{abd} \quad (۳۰-الف)$$

$$\ddot{\phi} (I_{y_{arm}} + I_{y_{for}} + m_{arm} d_{arm}^2 + m_{for} d_{for}^2 + 2m_w L_w^2 + m_{abd} d_{abd}^2 + I_{y_{abd}}) + \dot{\theta}^2 \left(\sin \phi \cos \phi (I_{x_{arm}} + I_{x_{for}} - I_{z_{arm}} - I_{z_{for}} + m_{arm} d_{arm}^2 + m_{for} d_{for}^2 + 2m_w L_w^2) \right) + g (\cos \theta \sin \phi (m_{arm} d_{arm} + m_{for} d_{for} + m_w L_w)) = \tau_{flex} \quad (۳۰-ب)$$

۴- شبیه‌سازی برون‌پوش و بررسی نتایج

در این قسمت، با استفاده از معادلات استخراج شده در بخش قبل، به شبیه‌سازی و بررسی عمل‌کرد برون‌پوش طراحی شده در نرم‌افزار متلب پرداخته می‌شود. سپس، طراحی مسیر برای برون‌پوش انجام شده و گشتاورهای دینامیکی لازم جهت برقراری تعادل دینامیکی سیستم محاسبه می‌شوند. بدین ترتیب، پارامترهای قابل کنترل سیستم به صورتی تعیین می‌شوند که برون‌پوش بتواند مسیر مورد نظر را دنبال کند.

$$\ddot{\theta} \left(\cos^2 \phi (m_{arm} d_{arm}^2 + m_{for} d_{for}^2 + 2m_w L_w^2 + I_{x_{arm}} + I_{x_{for}}) + \sin^2 \phi (I_{z_{arm}} + I_{z_{for}}) + m_{flx} d_{flx}^2 + I_{x_{flx}} \right) + 2\dot{\theta} \dot{\phi} \left(\sin \phi \cos \phi (I_{z_{arm}} + I_{z_{for}} - m_{arm} d_{arm}^2 - m_{for} d_{for}^2 - 2m_w L_w^2 - I_{x_{arm}} - I_{x_{for}}) \right) + g \cos \phi \sin \theta (m_{arm} d_{arm} + m_{for} d_{for} + m_w L_w) + g \cos \theta (m_{flx} d_{flx}) + g \sin \theta \sin \phi (m_{abd} d_{abd}) = \tau_{abd} \quad (۲۷-الف)$$

$$\ddot{\phi} (m_{arm} d_{arm}^2 + m_{for} d_{for}^2 + 2m_w L_w^2 + I_{y_{arm}} + I_{y_{for}} + m_{abd} d_{abd}^2 + I_{y_{abd}}) - \dot{\theta}^2 \cos \phi \sin \phi (I_{z_{arm}} + I_{z_{for}} - m_{arm} d_{arm}^2 - m_{for} d_{for}^2 - 2m_w L_w^2 - I_{x_{arm}} - I_{x_{for}}) + g \sin \phi \cos \theta (m_{arm} d_{arm} + m_{for} d_{for} + m_w L_w) - g \cos \theta \cos \phi m_{abd} d_{abd} = \tau_{flx} \quad (۲۷-ب)$$

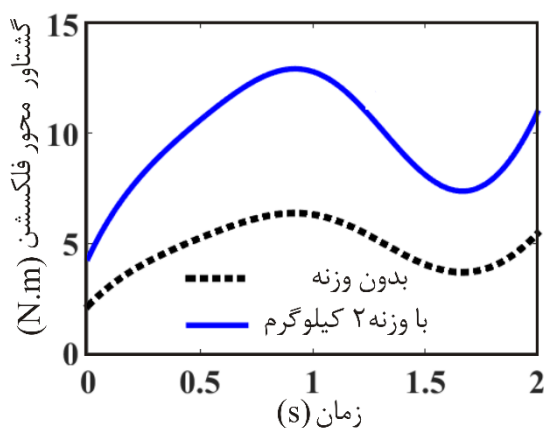
در روابط بالا، بازو و ساعد به صورت متقارن محوری در نظر گرفته شده‌اند. طول بازو، فاصله‌ی مرکز جرم آن تا مفصل شانه، و جرم آن به ترتیب با R_{arm} ، d_{arm} و m_{arm} و فاصله‌ی مرکز جرم تا مفصل شانه و جرم برای مجموعه‌ی ساعد و دست نیز به ترتیب با d_{for} و m_{for} نشان داده شده‌اند. $I_{i_{arm}}$ و $I_{i_{for}}$ نیز به ترتیب ممان‌های اینرسی بازو و مجموعه‌ی ساعد و دست را حول محور i دستگاه متصل به بازو نشان می‌دهند. وزنه‌ای که در دست کاربر حمل می‌شود، نیز به صورت یک جرم متمرکز در نظر گرفته شده و جرم آن با m_w و فاصله‌ی آن تا مرکز شانه با L_w نشان داده شده است. همچنین، m_{abd} و m_{flx} به ترتیب، جرم مجموعه‌های عمل‌گر ابداکشن و فلکشن، و d_{abd} و d_{flx} فاصله‌ی مرکز جرم آن‌ها تا مرکز مفصل شانه، یعنی نقطه‌ی O است.

جهت حفظ تعادل دینامیکی بازو باید برآیند گشتاورهای دینامیکی حول محور سوم شانه، که به صورت غیرفعال در مکانیزم حضور دارند، برابر با صفر شود:

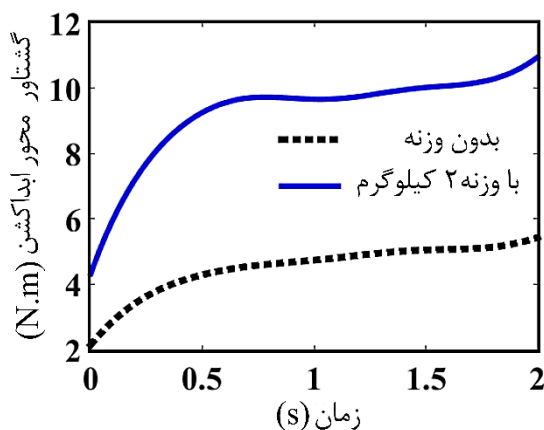
$$\ddot{\theta} \left(\sin \phi (I_{x_{flx}} + I_{z_{arm}} + I_{z_{for}} + m_{flx} d_{flx}^2) \right) + \dot{\theta} \dot{\phi} \left(\cos \phi (I_{x_{flx}} + I_{z_{arm}} + I_{z_{for}} + m_{flx} d_{flx}^2) \right) + g (m_{abd} d_{abd} \sin \theta + m_{flx} d_{flx} \cos \theta \sin \phi) = 0 \quad (۲۸)$$

برای خنثی کردن گشتاور نیروهای گرانشی و اینرسی حول محور سوم بازو در حالت دینامیکی باید گشتاورهای جبران‌کننده به فرم معادلات (۲۶) به مفاصل C مکانیزم‌ها

داده‌های تجربی به دست آمده از گشتاورهای تولید شده توسط بازوی انسان در طی انجام کارهای روزانه حول دو محور دورانی مورد نظر که از مراجع [۳ و ۷] استخراج شده‌اند، مقایسه شده است. در این مقالات ماکزیمم محدوده‌ی گشتاور مورد نیاز به ترتیب، ۲۰ و ۱۰ نیوتن‌متر ذکر شده که با مقایسه با نمودارهای شکل (۷) مشاهده می‌شود که گشتاورهای برون‌پوش هم در بازه‌ی گشتاورهای بازوی انسان هستند و برون‌پوش با اعمال این گشتاورها قادر است به اشخاص دارای مشکل حرکتی در انجام کارهای روزانه کمک کند.



(الف)



(ب)

شکل (۷) - گشتاور موردنیاز حول محورهای ابداکشن و فلکشن جهت طی مسیر مورد نظر

در ادامه، با محاسبه‌ی زوایای دو مکانیزم میله‌ای در طی مسیر، گشتاورهای جبران‌کننده‌ای که به مفاصل C مکانیزم‌ها توسط عمل‌گرهای هر یک وارد می‌شوند محاسبه شده است. این گشتاورها نیز برای دو حالت بدون وزنه و با وزنه‌ی ۲ کیلوگرمی و از روابط (۲۶) و (۲۹) محاسبه شده و در شکل (۸) نشان داده شده‌اند.

۴-۱- طراحی مسیر و محاسبه‌ی گشتاورها

با استناد به تمرین‌های توان‌بخشی و با توجه به فضای کاری سیستم، به‌منظور به‌دست آوردن تخمینی از گشتاور محورهای دوران و نیروی کشش کابل‌ها، طراحی مسیر برای حرکات ابداکشن و فلکشن انجام شده است. بر اساس شرایط اولیه و پایانی که در رابطه‌ی (۳۱) آمده‌اند، طراحی مسیر بر اساس چند جمله‌ای درجه‌ی پنج و به صورت تابعی از زمان، از ۰ تا ۲ ثانیه انجام می‌شود:

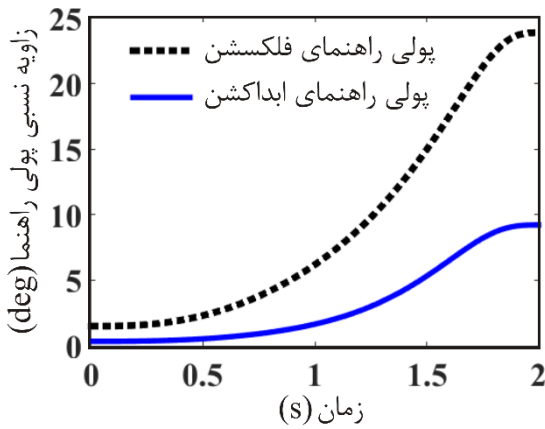
$$\begin{aligned} \theta_i, \phi_i &= 10 \text{ (deg)} & \dot{\theta}_f, \dot{\phi}_f &= 0 \left(\frac{\text{deg}}{\text{s}}\right) \\ \theta_f, \phi_f &= 60 \text{ (deg)} & \ddot{\theta}_i, \ddot{\phi}_i &= 0 \left(\frac{\text{deg}}{\text{s}^2}\right) \\ \dot{\theta}_i, \dot{\phi}_i &= 0 \left(\frac{\text{deg}}{\text{s}}\right) & \ddot{\theta}_f, \ddot{\phi}_f &= 0 \left(\frac{\text{deg}}{\text{s}^2}\right) \end{aligned} \quad (31)$$

بنابراین معادلات زوایای دورانی سیستم برحسب زمان به صورت زیر نوشته می‌شوند:

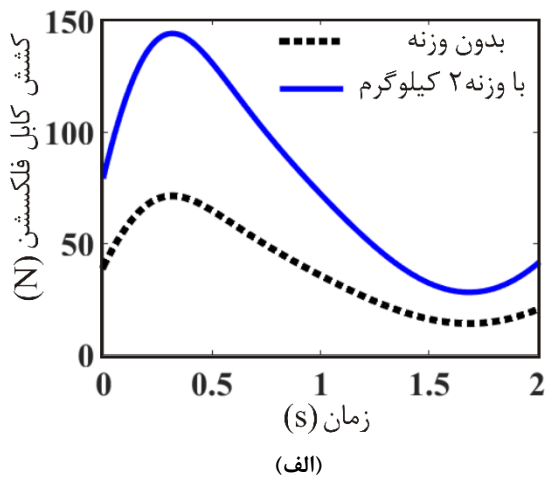
$$(\theta(t), \phi(t)) = 10 + 62.5t^3 - 42.875t^4 + 9.375t^5 \quad (32)$$

این نکته قابل ذکر است که تابع درجه‌ی ۵ در طراحی مسیر، مسیری هموار و یک‌نواخت را بدون تغییرات ناگهانی در دینامیک سیستم فراهم می‌آورد، ضمن این‌که امکان کنترل روی شتاب را به صورت مطلوب ایجاد می‌کند. بنابراین می‌تواند از وارد شدن ضربه‌های ناگهانی به کاربر جلوگیری کند. با جای‌گذاری مقادیر زوایا، سرعت‌های زاویه‌ای و شتاب‌های زاویه‌ای در روابط (۳۰-الف) و (۳۰-ب)، گشتاورهای مورد نیاز برای هر یک از محورهای دوران به منظور تعقیب مسیر مورد نظر در دو حالت بدون حمل وزنه و با حمل وزنه محاسبه شده است. شکل (۷) نتیجه را نشان می‌دهد.

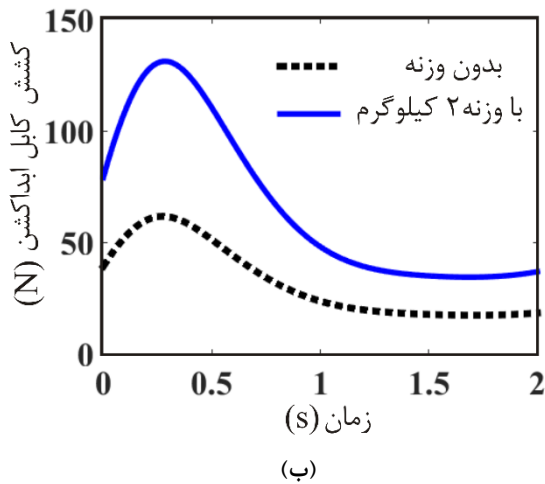
همان‌طور که در قسمت‌های قبل نیز گفته شد، این برون‌پوش علاوه بر انجام تمرین‌های توان‌بخشی، می‌تواند به منظور کمک به افراد کم‌توان در انجام کارهای روزانه، از جمله جابه‌جا کردن و گذاشتن و برداشتن اشیاء نیز به کار رود. در این صورت برون‌پوش باید قادر باشد، علاوه بر تحمل وزن مجموعه‌ی بازوی شخص، وزن جسم را نیز تحمل کند. طبق شکل (۷) همان‌گونه که انتظار می‌رفت در حالتی که شخص وزنه‌ای را در دست خود حمل می‌کند، نسبت به حالت بدون وزنه، به گشتاور بیشتری برای حرکت نیاز است و این خود نشان دهنده‌ی عمل‌کرد مناسب برون‌پوش است. برای ارزیابی گشتاورهای به دست آمده، مقادیر نمودارهای شکل (۷) با



شکل (۹) - زوایای نسبی پولی‌های راهنما



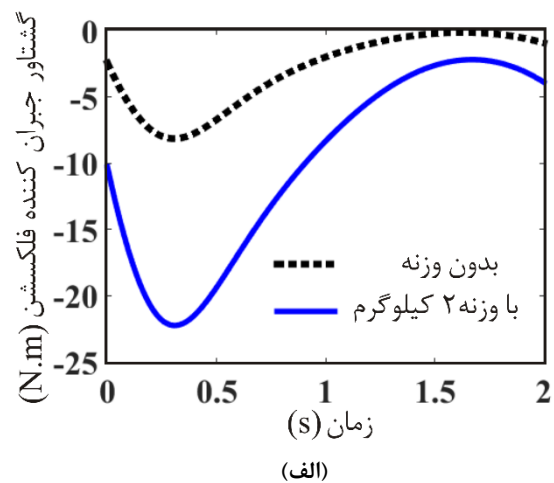
(الف)



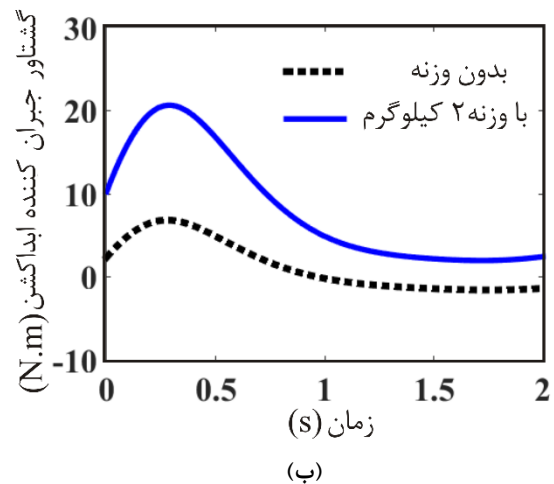
(ب)

شکل (۱۰) - نیروهای کشش کابل‌ها: (الف) کابل فلکشن، (ب) کابل ابداکشن

در شکل (۹) در هر دو حالت بدون حمل وزنه و با حمل وزنه در دست، زوایای پولی‌های راهنما یکسان خواهند بود. دلیل این مورد این است که طبق معادلات (۲۴) و (۲۵) تنها دو زاویه‌ی شانه در زوایای پولی‌های راهنما اثر دارند و گشتاورها بی‌تاثیر هستند. اما همان‌گونه که انتظار می‌رود، در شکل (۱۰) در حالتی که شخص وزنه‌ای را در دست خود حمل



(الف)



(ب)

شکل (۸) - گشتاورهای جبران‌کننده‌ی وارد شده به مفاصل مکانیزم‌های میله‌ای برای طی کردن مسیر مورد نظر

با اعمال این گشتاورهای جبران‌کننده به مکانیزم‌های میله‌ای، گشتاورهای نامطلوب حول محور سوم که به صورت غیرفعال است، خنثی شده و تعادل دینامیکی سیستم حفظ می‌شود. با حمل وزنه‌ای در دست، گشتاورهای نامطلوب حول محور سوم اندازه‌ی بزرگتری نسبت به حالت بدون وزنه خواهند داشت و قاعدتا به گشتاورهای جبران‌کننده‌ی بزرگتری نیاز است. همان‌گونه که در شکل (۸) نیز مشاهده می‌شود برای هر دو مکانیزم، در حالت حمل وزنه، با صرف نظر از علامت، گشتاورهای با اندازه‌ی بزرگتری به دست آمده‌اند.

۴-۲- محاسبه‌ی پارامترهای قابل کنترل مجموعه‌های کابل و پولی

طبق گشتاورهای به دست آمده برای تعقیب مسیر موردنظر، که در شکل (۷) نشان داده شد، پارامترهای قابل کنترل سیستم، یعنی نیروی کشش کابل‌ها و زوایای نسبی پولی‌های راهنما، محاسبه شده و در شکل (۹) نشان داده شده است.

۶- مراجع

- [1] R.V. Ham, T.G. Sugar, W.H. Kevin, B. Anderboroght, D. Lefeber, "Compliant actuator designs," IEEE Robot. Autom. Mag., vol. 16, no. 3, pp. 81-94, Sep., 2009.
- [2] S. Glowinski, T. Krzyzynski, S. Pecolt, I. Maciejewsk, "Design of motion trajectory of an arm exoskeleton," Arch. Appl. Mech., vol. 85, no. 1, pp. 75-87, Jan., 2015.
- [3] T. Nef, M. Mihelj, R. Riene, "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy," J. Med. Biol. Eng. Comput., vol. 45, no. 9, pp. 887-900, Sep., 2007.
- [4] Y. Mao, S.K. Agrawal, "A cable driven upper arm exoskeleton for upper extremity rehabilitation," Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), pp. 4163-4168, 2011.
- [5] N. Hogan, H.I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, A. Sharon, "MIT-MANUS: a workstation for manual therapy and training. I," proc. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, pp. 161-165, 1992.
- [6] M. Bamdad, H. Zarshenas, "Elbow rehabilitation robot with cable actuation: First experimental results," Proc. 2d International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM), Tehran, Iran, pp. 440-444, Oct., 2014.
- [7] J. Perry, J. Rosen, S. Burns, "Upper-Limb Powered Exoskeleton Design," IEEE. ASME. Trans. Mechatron., vol. 12, no. 4, pp.408-417, Aug., 2007.
- [8] K. Kiguchi, "Active exoskeletons for upper-limb motion assist," Int. J. HR., vol. 4, no. 3, pp. 607-624, Sep., 2007.
- [9] M. Moradi Khoolejani, A. Yousefi Koma, M. Delkosh, Z. Arjmandi, "Dynamic Analysis of an Upper-Limb Exoskeleton at Quasi-static Conditions," Proc. 1st International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM), Tehran, Iran, Feb., 2013.
- [10] P.H. Stern, T. Lauko, "Modular designed, wheelchair based orthotic system for upper extremities," Spinal Cord., vol. 12, no. 4, pp. 299-304, Feb., 1975.
- [۱۱] ع. یوسفی کما، ع. طاهری فر، م. جوکار، ام. قاسمی تودشکی، «طراحی مکانیزم برون‌پوش بالاتنه بر اساس معیارهای سینماتیکی و دینامیکی»، مجموعه مقالات اولین کنفرانس بین‌المللی رباتیک و مکترونیک، تهران، ایران، بهمن ۱۳۹۱.
- [۱۲] م. ساده‌دل، ع. یوسفی کما، ع. طاهری فر، م. جوکار، «کنترل ربات برون‌پوش سه درجه درجه آزادی بالاتنه با استفاده از یک اهرم کنترلی»، مجموعه مقالات اولین کنفرانس بین‌المللی رباتیک و مکترونیک، تهران، ایران، بهمن ۱۳۹۱.
- [13] D. Naidu, R. Stopforth, G. Bright, S. Davrajh, "A 7 DOF Exoskeleton Arm: Shoulder, Elbow, Wrist and Hand Mechanism for Assistance to Upper Limb Disabled Individuals," Proc. Africon The Falls Resort and Conference Centre, Livingstone, Zambia, pp. 1-6, Sep., 2011.

می‌کند نسبت به حالت بدون وزنه، به نیروی کشش کابل بیشتری برای تامین گشتاور مورد نیاز هر محور نیاز است. در بررسی عمل‌کرد این سیستم در دو حالت شبیه‌سازی بدون حمل بار و با حمل بار با توجه به نتایج بیان شده مشاهده می‌شود که گشتاورهای تولید شده توسط سیستم کابل و پولی راهنما در هر دو محور حرکتی مفصل شانه و هم‌چنین، گشتاورهای جبران‌کننده‌ای که باید گشتاور حول محور سوم شانه را خنثی کنند، در حالت حمل بار بیشتر از حالت بدون حمل بار می‌باشند. هم‌چنین قابل ذکر است که علی‌رغم این‌که در این تحقیق روی طراحی کنترلر تمرکز نشده است، اما در استخراج روابط سیستم، تعادل‌های استاتیکی و دینامیکی سیستم با در نظر گرفتن اعمال بار خارجی به دست کاربر برقرار شده تا گشتاور نامطلوبی به بازوی شخص وارد نشود و آسیبی برای وی نداشته باشد. در این کار بخشی از گشتاورهای نامطلوب طبق روابط (۳۰-الف) و (۳۰-ب) با گشتاورهای سیستم‌های کابل و پولی راهنما خنثی شده و بخشی نیز توسط گشتاورهای خنثی کننده‌ی (۲۹-الف) و (۲۹-ب) که به مفاصل مکانیزم‌های میله‌ای وارد شده، جبران می‌شوند و بنابراین، گشتاورها با احتساب نیروی وزن و اینرسی محاسبه شده‌اند و گشتاور نامطلوبی به بدن وارد نمی‌شود.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، برای مفصل شانه، برون‌پوش جدیدی با استفاده از تاندون‌های کابلی طراحی شد که شامل دو درجه‌ی آزادی فعال برای محورهای دورانی ابداکشن-ادداکشن و فلکشن-اکستنشن و یک درجه‌ی آزادی غیرفعال برای محور مدیال-لترال این مفصل است. در این برون‌پوش از مکانیزم کابلی با قابلیت تغییر راستای نیرو استفاده شده است که مانند یک عمل‌گر سری الاستیک عمل کرده و در عمل برای هر محور دو پارامتر قابل تنظیم را در اختیار گذاشته و می‌توان گشتاور و دوران را به صورت مستقل از هم کنترل نمود. ضمن این‌که به علت استفاده از تنها یک کابل برای هر محور سیستم بسیار ساده‌ای ارائه شده است. طراحی یک مکانیزم میله‌ای برای سیستم قابلیت حمل برون‌پوش را نیز فراهم ساخته است. روابط سینماتیکی و دینامیکی سیستم کابلی، بازو و مکانیزم‌های میله‌ای استخراج شد و با شبیه‌سازی سیستم در نرم‌افزارهای کتیا و متلب و بررسی نتایج حاصل عمل‌کرد خوب برون‌پوش را در انجام تمرین‌های توان‌بخشی نشان داد.

- with cable-driven arm exoskeleton (CAREX)—a cable-based arm exoskeleton”, *Journal of Mechanisms and Robotics*, vol. 6, 145021-145025, 2014.
- [22] I. Galiana, F. Hammond III, R. Howe, M. Popovic, “Wearable Soft-Orthotic Device for Post Stroke Shoulder Rehabilitation: Identifying Misalignments,” *Proc. IEEE International Conference on Intelligent Robotics and Systems*, Vilamoura, Portugal, pp. 317-322, Oct., 2012.
- [23] J.S. Sulzer, M.A. Peshkin, J.L. Patton, “MARIONET: an exotendon-driven rotary series elastic actuator for exerting joint torque,” *Proc. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Chicago, IL, USA, pp. 103-108, Jun., 2005.
- [24] J.S. Sulzer, M.A. Peshkin, J.L. Patton, “Design of a mobile, inexpensive device for upper extremity rehabilitation at home,” *Proc. 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, pp. 933-937, Jun., 2007.
- [25] M. Bamdad, H. Zarshenas, “Robotic rehabilitation with the elbow stiffness adjustability,” *Journal of Modares Mechanical Engineering*, vol. 14, no. 11, pp. 151-158, Feb., 2015. (In Persian)
- [26] M. Bamdad, H. Zarshenas, “Modeling of a novel cable driven robot for upper limb rehabilitation,” *Proc. 3rd International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM)*, Tehran, Iran, pp. 575-580, Oct., 2015.
- [27] H.D. Lee, B.K. Lee, W.S. Kim, J.S. Han, K.S. Shin, C.S. Han, “Human-robot cooperation control based on a dynamic model of an upper limb exoskeleton for human power amplification,” *J. Mechatronics*, vol. 24, no. 2, pp. 168-176, 2014.
- [28] D.A. Winter, “Biomechanics and motor control of human movement,” John Wiley and Sons, 2009.
- [14] LugoVilleda, M., Sanchez, F., A. Ramirez, O., and ParraVega, V., “Robotic Design of an Upper Limb Exoskeleton for Motion Analysis and Rehabilitation of Paediatric Neuromuscular Disorders”, *Converging clinical and Engi Research on NB, BIOSYSROB*, pp. 265-269, 2013.
- [15] T. Nef, M. Guidali, V. Klamroth-Marganska, R. Riener, “ARMin-exoskeleton robot for stroke rehabilitation,” *Proc. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Munich, Germany, pp. 127-130, Sep., 2009.
- [16] B. Van Nindhuijs, L.A. van der Heide, J.W. Jansen, B.L.J. Gysen, D.J. van der Pijl, E.A. Lomonova, “Overview of Actuated Arm Support Systems and Their Applications,” *J. Actuators*, vol. 2, no. 4, pp. 86-110, Oct., 2013.
- [17] S.K. Mustafa, G. Yang, S.H. Yeo, W. Lin, “Optimal design of a bio-inspired anthropocentric shoulder rehabilitator,” *Appl. Bionics. Biomech*, Vol. 3, no. 3, pp. 199-208, 2006.
- [18] G. Yang, W. Lin, M.S. Kurbanhusen, C.B. Pham, S.H. Yeo, “Kinematic design of a 7-DOF cable-driven humanoid arm: a solution-in-nature approach,” *Proc. International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Monterey, California, USA, pp. 24-28, Jul., 2005.
- [19] S.K. Agrawal, V.N. Dubey, J.J. Gangloff, E. Brackbill, V. Sangwan, “optimization and design of a cable driven upper arm exoskeleton,” *Proc. International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference (IDETC/CIE)*, San Diego, California, USA, Sep., 2009.
- [20] Y. Mao, S.K. Agrawal, “Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation,” *IEEE. Trans. Robot.*, vol. 28, no. 4, pp. 992-931, Aug., 2012.
- [21] Y. Mao, X. Jin, S.K. Agrawal, “Real-time estimation of glenohumeral joint rotation center