http://mme.modares.ac.ir

مجله علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

فوق‌العاده اسفند ۱۳۹۲، دوره ۱۳ شماره ۱۳ ص ص ۲۰۰-۲۱۳

مقاله پژوهشی کامل
تاریخ دریافت ۹۲/٤/۱۲
تاریخ پذیرش ۹۲/۵/۳۱
ارائه در سایت ۹۲/۱۰/۳۰

مدل‌سازی دینامیکی حرکت پا در تعامل با یک عملگر نیوماتیک و شناسایی پارامترهای آن جهت توان‌بخشی

مرتضی فتحی[۱]، فرید نجفی[۲*]

۱- دانشجوی دکتری دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران
۲- دانشیار گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی، دانشگاه گیلان، رشت
* رشت، صندوق پستی ۱۸۴۱، fnajafi@guilan.ac.ir

چکیده- تعیین رفتار دینامیکی و خواص امپدانسی پا برای تعامل بیماران با دستگاه‌های توان‌بخشی امری ضروری است. در مدل‌های ساده پیشنهادی در پژوهش‌های پیشین، اثرات زوایای مفاصل پا بر خواص امپدانسی آن لحاظ نشده و شناسایی پارامترها با روش‌های غیرپارامتری صورت گرفته است که نتایج آن‌ها برای تحلیل‌های توان‌بخشی چندان مناسب نیستند. بنابراین در این مقاله، مدل ۳ درجه آزادی غیرخطی مبتنی بر مکانیزم حرکتی پا با درنظرگرفتن سفتی‌ها و میرایی‌های زاویه‌ای در مفاصل و ممان اینرسی اعضای ران، ساق و کف معرفی می‌شود و برای شناسایی پارامترها با روش خطای پیش‌بین، مدل خطی از آن ارائه می‌شود. دقت خطی‌سازی و شناسایی جداگانه مورد بررسی قرار می‌گیرند. برای سه نمونه با اعداد توده جرمی متفاوت، مقادیر پارامترهای بخش‌های پا برای چهار چیدمان مختلف که در آن پا به هنگام راه رفتن با زمین اعمال نیرو می‌کند، شناسایی می‌گردند. صحت نتایج از مقایسه مقادیر ممان اینرسی شناسایی شده و ممان اینرسی تخمین زده شده با مدل‌سازی هندسی، مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. در نهایت، نحوه تعامل دستگاه توان‌بخشی با بیماران در چیدمان‌های چهارگانه با ملاحظه اثر صلبیت پا و اضافه وزن افراد بررسی می‌شود. نتایج حاصل، حاکی از دقت بالا و کارآیی مناسب مدل خطی شده در شناسایی می‌باشد.

کلیدواژگان: مدل دینامیکی ۳ درجه آزادی پا، خطی‌سازی،خواص امپدانسی، روش شناسایی خطای پیش‌بین.

Dynamic modeling of the human lower limb interacting with a pneumatic actuator and its parameters identification for rehabilitation

M. Fathi[1], F. Najafi[2*]

1- PhD Student, Mech. Eng., Khaje Nasir Univ. of Tech., Tehran, Iran.
2- Assoc. Prof., Mech. Eng., Guilan Univ., Rasht, Iran
* P.O.B. 1841, Rasht, Iran. fnajafi@guilan.ac.ir

Abstract- Specifying of the dynamic behavior and impedance characteristics determination of the patients' lower limb is a necessity for interactions with rehabilitation set-up. In simple proposed models of previous researches, the effects of joint angles on the impedance properties of the leg were not considered and the parameters were identified by nonparametric methods. Hence, the results of identification were not so much appropriate to analyze the rehabilitation process. So, in this paper, a 3 DOF nonlinear dynamic model is developed regarding to the angular stiffness and damping of the lower limb joints and moment of inertia of its moving organs. Then, a linear model is presented to identify the parameters by PEM method. The linearization and identification precisions are evaluated individually. The leg's parameters are identified for 3 subjects with different mass numbers at four distinctive configurations which are considered during the walking. The identification accuracy is evaluated by comparison between the identified and geometrically estimated mass moment of inertia. Ultimately, the interaction performance of the patients' leg with rehabilitation pneumatic actuator is investigated considering to leg rigidity and the amount of overweight. The results demonstrate good accuracy and high performance of the linear model for parameters identification.

Keyword: 3 DOF Leg Dynamic Model, Linearization, Impedance Characteristics, PEM Identification Method.

۱- مقدمه

مدل‌سازی دینامیکی اندام‌های حرکتی انسان، مورد نیاز بسیاری از کاربردهای پزشکی، مهندسی پزشکی و رباتیک در حوزه تله‌منیپیولیشن بوده است. دسته عمده‌ای از این تلاش‌ها در جهت ساخت و کنترل دستگاه‌های توان‌بخشی اندام‌های حرکتی بدن از جمله پا برای احیاء توانایی راه‌رفتن بیماران فلج و نیمه‌فلج از این ناحیه می‌باشد. بنابراین، در نظرگرفتن مدلی برای پا می‌تواند به بررسی کیفیت ساختارهای پیشنهاد شده برای کنترل دستگاه‌های توان‌بخشی در فضای شبیه‌سازی شده کمک نماید. به علاوه، در مراحل ساخت و آزمایش دستگاه می‌توان از مکانیزم‌های مشابه با اندام حرکتی، به عنوان جایگزین، جهت بررسی عملکرد دستگاه بهره برد تا از آسیب‌های احتمالی در این مرحله به کاربران جلوگیری شود.

در نظرگرفتن مدل دینامیکی برای اندام‌های حرکتی انسان در فرایندها و کاربردهای مختلف بیولوژی و رباتیک و شناسایی پارامترهای این مدل‌ها که از آن‌ها به تعیین مشخصات امپدانسی عضو یاد می‌شود، همواره مورد چالش بسیاری در کار محققان بوده است. در بخشی از این تحقیقات، اندام حرکتی با همه پیچیدگی‌های عصبی- ماهیچه‌ای آن به عنوان یک سیستم مستقل دینامیکی و بدون در نظر گرفتن تعامل با دستگاهی دیگر مورد توجه قرار گرفته است که در علوم بیولوژی، پزشکی و پزشکی ورزشی کاربرد دارد [۱-۳]. اما در حوزه تعامل اندام حرکتی انسان با ربات شامل دستگاه‌های توان‌بخشی، واسطه‌های لامسه‌ای و تله‌منیپیولیتورها، به عضو، تنها به عنوان یک سیستم دینامیکی با ورودی و خروجی نگاه می‌شود که دارای خواص امپدانسی می‌باشد [۵،۴]. در این راستا، رحمان و همکارانش با بررسی مشخصات امپدانسی دست در تعامل با یک ربات و استفاده از آن، توانستند کنترلری طراحی نمایند که تعامل مناسبی بین ربات و دست انسان ایجاد می‌نماید [۶]. گلدفارب و همکارانش مدلی خطی برای تعامل دست اپراتور با سیستم محرک از راه دور شامل دو پارامتر اضافی سفتی و میرایی برای نقطه تماس دست با عملگر که بهبود تقریب‌زنی رفتار دست را در محدوده فرکانسی حرکات ارادی کاربر (زیر ۲۰ تا ۳۰ هرتز) فراهم می‌نماید، ارائه نمودند تا امکان طراحی جبران‌ساز مطلوب‌تری در کنترل سیستم تله‌منیپیولیشن حاصل شود [۸،۷]. کوچنبکر و همکارانش به کمک روش شناسایی غیر پارامتری و با استفاده از پاسخ‌های زمانی و فرکانسی، یک مدل مرتبه دوم برای شناسایی رفتار امپدانسی مچ دست در حالت گرفتن سه انگشتی قلم ارائه نمودند تا تعامل ربات واسطه لامسه‌ای را با کاربران متفاوت بهبود دهند [۹]. تانکا و همکارانش یک سیستم کنترل فعال هدایت اتومبیل را بر اساس مشخصات امپدانسی دست انسان طراحی نمودند. آن‌ها امپدانس دست را به صورت یک سیستم رسته دو جرم، فنر و میراگر که بیانگر رابطه بین نیروی مماسی دست بر فرمان و جابجایی مماسی فرمان باشد، در نظر گرفتند و بیان نمودند که تعیین امپدانس دست و سفتی آن در شرایط مختلف جاده می‌تواند در طراحی سیستم‌های هوشمند کنترل هدایت اتومبیل به کار رود [۱۱،۱۰]. کیم و پارک با در نظر گرفتن مدل پا به صورت جرم، فنر و میراگر، وابستگی مقادیر سفتی و نسبت میرایی معادل پا را با سرعت راه رفتن سنجیدند و مشخص نمودند که مقدار سفتی پا با افزایش سرعت، افزایش می‌یابد؛ حال آن که نسبت میرایی آن تغییر چندانی نمی‌نماید [۱۲].

در اکثر پژوهش‌های مطرح شده، شناسایی خواص امپدانسی دست مورد بررسی قرار گرفته و تلاش‌های کمتری برای مدل‌سازی پا در تعامل با یک ربات انجام شده است. ضمناً، دیدگاه اصلی در تعیین خواص امپدانسی اندام حرکتی، ساده کردن مدل حرکتی عضو به صورت یک سیستم مرتبه دومبا خواص جرم، فنر و میراگرو عمدتاً شناسایی غیر پارامتریک آن بوده است. رفتار دینامیک پا و در نتیجه خواص امپدانسی آن به هنگام راه رفتن، تابع وضعیت قرارگیری اعضا و زوایای مفاصل سه‌گانه آن می‌باشد. ساده‌سازی مدل حرکتی مجموعه اعضای ران، ساق و مچ پا به صورت سیستم مرتبه دو مذکور، سبب کاهش دقت تخمین رفتار این عضو و همچنین کاهش کیفیت کنترل تعامل ربات توان‌بخشی با اندام پا می‌گردد. از طرفی،ارتباط اطلاعات به دست آمده از شناسایی مدل‌های غیر مبتنی بر مکانیزم حرکتی پا که تاکنون مورد استفاده قرار گرفته شده است، با مشخصات فیزیکی اعضای پا معلوم نیست. بنابراین، نمی‌توان از نتایج حاصل از شناسایی این گونه مدل‌ها، به عنوان معیاری در بررسی مشخصات فیزیکی بیماران و میزان معلولیت آنان بهره برد. از طرف دیگر، با به کارگیری مدل‌های مذکور، ارزیابی دقت شناسایی تنها با مقایسه خروجی‌های دو

مدل ممکن است. نزدیکی خروجی مدل شناسایی شده و خروجی اندازه‌گیری شده، لزوماً به معنای شناسایی دقیق همه پارامترهای مدل نمی‌باشد و حتی ممکن است خطای بزرگی در شناسایی پارامترها رخ دهد. در مدل‌های غیر مبتنی بر مکانیزم حرکتی پا، روشی برای بررسی مستقیم دقت شناسایی پارامترها وجود ندارد و از همین رو است که مقادیر پارامترهای شناسایی شده حتی در مدل‌های مشابه محققان مختلف، تفاوت‌های چشم‌گیری دارند [۸،۷].

به منظور رفع کاستی‌های موجود، در پژوهش حاضر، یک مدل دقیق سه درجه آزادی مبتنی بر مکانیزم حرکتی پا با در نظر گرفتن جرم و ممان اینرسی برای هر یک از اعضای ران، ساق و کف پا و فنریت و میرایی برای هر یک از مفاصل لگن، زانو و مچ پیشنهاد شده است.به منظور بررسی اثر تغییرات رفتار امپدانسی پا به هنگام راه رفتن، شناسایی پارامترهای آن از طریق تعامل پا با عملگر نیوماتیک در چیدمان‌های متفاوت صورت گرفته است. مبتنی بودن مدل غیرخطی ارائه شده بر مکانیزم حرکتی پا سبب وجود ارتباط مستقیم بین پارامترهای مدل و مشخصات فیزیکی اعضا و مفاصل پامی‌گردند. در نتیجه، علاوه بر آن که از شناسایی این پارامترها، در تحلیل‌های پزشکی برای بررسی میزان معلولیت و بهبودی بیماران می‌توان بهره برد؛ همچنین، با مقایسه آن‌ها با مقادیر تخمینی مشخصات فیزیکی پا، می‌توان به معیاری از میزان صحت شناسایی پارامترها دست یافت.

در این مقاله، معادلات مدل غیرخطی با استفاده از روش لاگرانژ استخراج می‌شود. به دلیل دشواری شناسایی پارامترهای مدل غیرخطی، خطی‌سازی حول چیدمان‌های مختلف پا به هنگام راه رفتن، راهکاری مناسب برای شناسایی پارامترها با دقت بالا می‌باشد. میزان دقت خطی‌سازی در محدوده تحریک پا توسط عملگر، با استفاده از شبیه‌سازی دو مدل خطی و غیرخطی با پارامترهای نامی در نرم‌افزار متلب مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. مدل خطی حاصل، شامل ۹ پارامتر مجهول سفتی و میرایی مفاصل و ممان اینرسی اعضا است. تعداد بالای پارامترهای مجهول مدل، سبب افزایش اثر نامطلوب نویز ناشی از اندازه‌گیری در کاهش دقت شناسایی پارامترها می‌گردد. از این رو، می‌بایست روش شناسایی حساسیت کمتری به وجود نویز در داده‌ها داشته باشد. بدین منظور، به دلیل استفاده از ساختارهای فضای حالت گسسته و جهت کمینه نمودن اثر خطای ناشی از وجود نویز در شناسایی، در این مقاله از روش خطای پیش‌بین[1] استفاده شده است. برای اطمینان ازمناسب بودن روش شناسایی مذکور، شناسایی پارامترهای مدل خطی با استفاده از داده‌های حاصل از شبیه‌سازی مدل غیرخطی با پارامترهای نامی صورت می‌گیرد. سپس، مقادیر پارامترهای مدل مذکور در چند وضعیت قرارگیری مختلف برای پا به هنگام راه رفتن، با استفاده از نتایج تست‌های تجربی برای افراد مختلف شناسایی می‌شود. به منظور ارزیابی صحت نتایج، علاوه بر مقایسه خروجی مدل خطی شده و خروجی اندازه‌گیری شده، مقادیر ممان اینرسی جرمی به دست آمده از شناسایی و تخمین هندسی آن مورد مقایسه قرار می‌گیرند. در پایان، نتایج حاصل از شناسایی مدل برای افراد مختلف در چیدمان‌های متفاوت پابا دیدگاه توان‌بخشی مورد تحلیل قرار می‌گیرند.

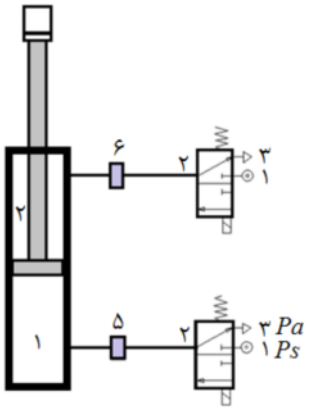
به این ترتیب، در بخش ۲ به تشریح مجموعه آزمایشگاهی و بیان روش و شرایط آزمایش پرداخته می‌شود. سپس، در بخش ۳ مدل دینامیکی سه درجه آزادی پا ارائه می‌گردد. چگونگی شناسایی مدل با روش خطای پیش‌بین در بخش ۴ تشریح می‌شود. دقت شناسایی و صحت خطی‌سازی مدل در بخش ۵ مورد بررسی قرار می‌گیرد. در بخش ۶، نتایج شناسایی پارامترهای مدل بر روی افراد مختلفدر وضعیت‌های قرارگیری متفاوت پا ارائه می‌گردد و نتایج حاصل از شناسایی مورد تحلیل قرار می‌گیرد. در بخش ۷، خلاصه نکات مهم و جمع‌بندی نتایج حاصله ارائه می‌شود.

۲- تعریف تست

۲-۱- مجموعه آزمایشگاهی

در شکل ۱ مجموعه عملگر نیوماتیک در حالت عمودی وقتی پای کاربر با قسمت انتهایی آن در تعامل است، نشان داده شده است. عملگر، یک سیلندر دوطرفه نیوماتیکی با قطر پیستون ۵۰ میلی‌متر و کورس ۲۵۰ میلی‌متر[2] می‌باشد که توسط دو شیر قطع/وصل سوئیچ‌شونده[3] با سرعت بالا کنترل می‌شود. سیلندر نیوماتیکی، در صورت کارکرد با فشار تغذیه گیج حدود ۶ بار، توانایی تولید نیرو تا اندازه ۱۱۰۰ نیوتن را دارا می‌باشد.

1. Predictive Error Method (PEM)
2. Festo DSNU-50-250-P
3. MHE3-MS1H-3/2G-1/8



۱- سیلندر دوطرفه نیوماتیکی
۲- میله پیستون
۳و۴- شیرهای قطع/وصل سوتیچ‌شونده سرعت بالا
۵ و۶ - سنسورهای فشار

شکل ۱ مجموعه عملگر نیوماتیک در تعامل با پا

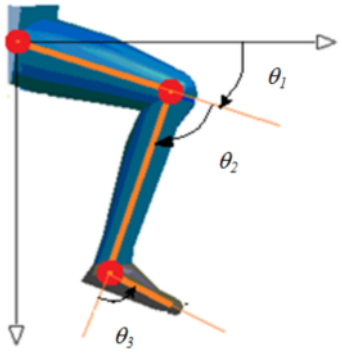
از دو سنسور فشار[1] که توانایی اندازه‌گیری فشار تا مقدار ۱۰ بارra دارند، برای اندازه‌گیری فشار محفظه‌های سیلندر و در نتیجه آن، اندازه‌گیری نیروی محرک روی سیلندر استفاده شده است. به منظور اطلاع از موقعیت پیستون که در اینجا همان موقعیت بخش انتهایی پا نیز می‌باشد، از یک پتانسیومتر خطی[2] متصل به میله پیستون استفاده شده است. برای دانستن مقدار نیروی تعاملی بین کف پا و عملگر از یک سنسور نیرو به شکلحرف انگلیسی "اس"[3] بین تکیه‌گاه کف پا و انتهای میله پیستون بهره گرفته شده است. برای تبدیل خروجی آنالوگ سنسورهای فشار و موقعیت به سیگنال دیجیتال جهت ورود به کامپیوتر و ارسال پالس‌های دیجیتال از کامپیوتر به منظور روشن و خاموش نمودن شیرها، از یک کارت اکتساب داده‌ها[4] با دقت ۱۲ بیتی استفاده شده است.

1. BD 26.600G
2. Gefran LT-M-0275-S
3. Bongshin Dbbp-40
4. ADVANTECH multifunction card PCI 1710HG

۲-۲- شرایط آزمایش

در فرایند راه رفتن، رفتار دینامیکی پا در وضعیت‌های مختلف متفاوت است و در نتیجه بایستی مقادیر را در وضعیت‌های چندگانه محاسبه کرده و سپس در هر وضعیت بین آن‌ها میان‌یابی نمود. تعداد تقسیمات بایستی به گونه‌ای باشد که بتواند تغییرات دینامیکی را با دقت مناسب پوشش دهد. چیدمان‌ها نیز بایستی نزدیک به چیدمان‌های راه رفتن معمول افراد باشد که با تعیین زوایای مفاصل پا تعیین می‌شود. از آنجا که در هنگام راه رفتن تقریبا یک پا همواره نقش ستون را ایفا می‌کند و صاف است، موقعیت بالای ران در راه رفتن جابجایی عمودی ناچیزی دارد و لذا فرض ساکن بودن آن صحیح است و می‌تواند به عنوان تکیه‌گاه صلب در نظر گرفته شود. بنابراین، همان طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود سه زاویه فوق کاملاً نسبت به بدن می‌توانند موقعیت پا را مشخص کنند. به عنوان مثال، مقدار این زوایا در حالت ایستاده به ترتیب برابر ۹۰، ۰ و ۲۷۰ (۹۰-) درجه می‌باشند.

در شکل ۳، سه حالت که به هنگام راه رفتن برای اکثر افرادبه صورت تقریبی رخ می‌دهد، مشاهده می‌گردد. در این سه حالت راه‌رفتن، چهار چیدمان متفاوت برای قرارگیری هر پا قابل تعریف است. در شکل ۳ که قدم برداشتن فرد را نشان می‌دهد، پای چپ در حالت ستون (وضعیت قرارگیری ۳) قرار گرفته است و پای راست از عقب به جلو (از وضعیت قرارگیری ۱ به ۲ و سپس از ۲ به ۴) تغییر وضعیت می‌دهد. زوایای هر یک از وضعیت‌های قرارگیری پا در جدول ۱ ارائه شده است. این زوایا با استفاده از زوایه‌سنج دیجیتال[5] اندازه‌گیری و تنظیم شده‌اند.

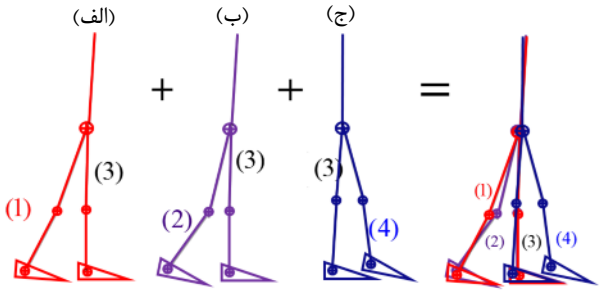


شکل ۲ چگونگی تعریف زوایای پا

5. Bosch DWM-40 L

چیدمان (۲) برای پا
چیدمان (۱) برای پا

چیدمان (۴) برای پا
چیدمان (۳) برای پا



حالت راه رفتن (الف): پای راست در چیدمان (۱) و پای چپ در چیدمان (۳)
حالت راه رفتن (ب): پای راست در چیدمان (۲) و پای چپ در چیدمان (۳)
حالت راه رفتن (ج): پای راست در چیدمان (۳) و پای چپ در چیدمان (۴)

شکل ۳ نمایش چهار چیدمان مجزا برای پادر ۳ حالت تماس هر دو پا با زمین به هنگام راه‌رفتن

جدول ۱ زوایای سه‌گانه پا در چیدمان‌های راه‌رفتن انتخابی برای آزمایش

وضعیت قرارگیری پا	θ_3 (درجه)	θ_2 (درجه)	θ_1 (درجه)
چیدمان (۱)	-۱۰۰	۵	۱۱۰
چیدمان (۲)	-۹۰	۵۰	۹۰
چیدمان (۳)	-۱۱۰	۵	۱۰۰
چیدمان (۴)	-۸۲	۱۰	۷۵

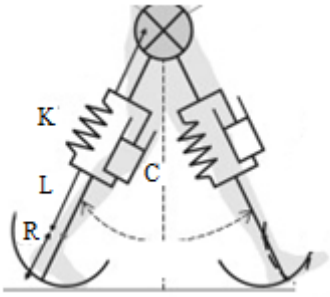
۳- مدل‌های دینامیکی پا

برای بررسی عملکرد دستگاه‌های توان‌بخشی جهت احیاء توانایی راه رفتن افراد، نیاز به مدل دینامیکی تقریبی از پا است که خواص امپدانسی مشابه با پای انسان داشته باشد. در این راستا، دو دیدگاه درباره مدل‌سازی پا در حوزه تعامل با یک ربات توان‌بخشی به هنگام راه رفتن در نظر گرفته می‌شود. در دیدگاه اول، مطابق شکل ۴ یک مدل امپدانسی با خاصیت‌های جرمی، میرایی و فنریت معادل برای مکانیزم پا در نظر گرفته می‌شود که بر طبق آن معادله دینامیک حرکت به فرم رابطه (۱) قابل بیان است.

$$M_{eq}\ddot{x} + C_{eq}\dot{x} + K_{eq}x = F \qquad (۱)$$

در این رابطه، x موقعیت نقطه تعامل پا با عملگر و F نیروی تعاملی بین پا و عملگر می‌باشد. در حالی که M_{eq}، C_{eq} و K_{eq} به ترتیب جرم، میرایی و سفتی معادل در نظر گرفته شده برای خواص امپدانسی پا هستند. شناسایی این گونه مدل برای پا به روش‌های فرکانسی میسر است. به علاوه می‌توان از روش‌های مربعات خطا نیز برای شناسایی پارامترهای سیستم بهره گرفت.

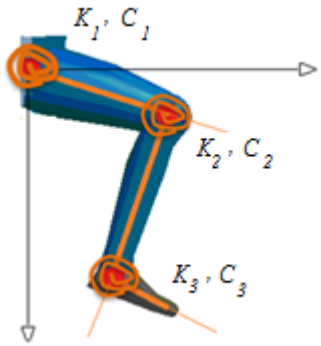
بر طبق دیدگاه دوم، مکانیزم حرکتی پا با قسمت‌های ران، زانو، ساق، مچ و کف پا مورد مطالعه قرار می‌گیرد و در وضعیت‌های قرارگیری مختلف، مدل‌های خطی‌شده از آن استخراج می‌شود و شناسایی پارامترها صورت می‌گیرد. مدل‌های حاصله از این روش دقیق‌ترند و خواص هندسی در تخمین مقادیر امپدانسی آن، خطایی ایجاد نمی‌کنند. بنابراین، در این پژوهش از مدل اخیر برای شناسایی رفتار امپدانسی پا استفاده می‌گردد.



شکل ۴ نمایش مدل پا با دیدگاه امپدانسی

مطابق شکل ۵، برای مکانیزم حرکتی پا با در نظر گرفتن اثرات جرمی در اعضای ران، ساق و کف پا و خاصیت‌های میرایی و فنریت پیچشی در مفاصل لگن، زانو و مچ، معادلات غیرخطی حرکت با استفاده از روش لاگرانژ، به فرم عمومی رابطه (۲) استخراج می‌شود.

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q}) + G(q) = \tau \qquad (۲)$$



شکل ۵ نمایش مدل پا با دیدگاه مکانیزمی

در رابطه فوق، بردار q، بردار زوایای سه‌گانه معرفی شده پا می‌باشد. $M(q)$ معادل ترم‌های جرمی و ممان اینرسی اعضای حرکتی پا، $C(q,\dot{q})$ معادل میرایی مجموعه اعضا و مفاصل و نیروهای جانب مرکز و $G(q)$ نیز معادل ترم‌های ناشی از وزن مجموعه و فنریت مفاصل است. τ نیز شامل گشتاورهای وارده ناشی از نیروهای داخلی عضلات و نیروی خارجی وارده به کف پا می‌باشد. اما از آنجا که اولاً، اثرنیروهای داخلی عضلات جهت حفظ چیدمان قرارگیری پا حین آزمایش، به صورت ترم‌های فنریت و میرایی در معادلات در نظر گرفته می‌شود و در قالب رفتار امپدانسی پا بیان می‌گردد و ثانیاً، در طول آزمایش از کاربران خواسته شده است که از اعمال نیروهای اضافی به صورت ارادی خودداری نمایند، بنابراین از اثر نیروهای اضافی داخلی عضلات و گشتاورهای ایجاد شونده ناشی از آن‌ها در مفاصل می‌توان صرف‌نظر کرد. لذا، τ تنها شامل گشتاور ناشی از نیروی اعمال شده به کف پا می‌باشد و مطابق با رابطه (۳) محاسبه می‌شود.

$$\tau = J(q)^{-1}F \qquad (۳)$$

$J(q)$ نیز ماتریس ژاکوبی مکانیزم حرکتی پا است که بر اساس مشخصات هندسی اعضای پا و زوایای مفاصل محاسبه می‌شود. ارتباط حرکت نقطه تماس کف پا، y، با بردار زوایا پا، q، نیز از رابطه (۴) به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$y = l_1 \sin(\theta_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_{f_3} \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \qquad (۴)$$

که l_1، l_2 و l_{f_3} به ترتیب طول بخش ران پا (فاصله بین مفصل لگن تا مفصل زانو)، طول بخش ساق پا (فاصله بین مفصل زانو تا مفصل قوزک) و طول مفید بخش کف پا (فاصله بین مفصل قوزک تا محل تماس کف پا با زمین) می‌باشند. y نیز موقعیت محل تماس کف پا با زمین است.

۴- شناسایی پارامترها

۴-۱- ساختار فضای حالت گسسته

به منظور شناسایی سیستم با روش خطای پیش‌بین بایستی بتوان معادلات حالت سیستم را در ساختار فضای حالت گسسته بیان نمود. برای حصول به معادلات فضای حالت گسسته سیستم ۳ درجه آزادی در نظر گرفته شده برای پا، ابتدا معادلات بیان شده در معادله (۲) به صورت فضای حالت (مطابق با معادله (۵)) بیان می‌شود.

$$\dot{X} = f(X) + g(X)u(t) \qquad (۵)$$

که در آن $X(t)$ به فرم زیر تعریف می‌گردد.

$$X(t) = \begin{bmatrix} \theta_1(t) \\ \theta_2(t) \\ \theta_3(t) \\ \dot{\theta}_1(t) \\ \dot{\theta}_2(t) \\ \dot{\theta}_3(t) \end{bmatrix} \qquad (۶)$$

با در نظر گرفتن معادله (۲)، توابع f و g به فرم رابطه (۷) به دست می‌آیند.

$$f(X) = \begin{bmatrix} 0\,0\,0\,1\,0\,0 \\ 0\,0\,0\,0\,1\,0 \\ 0\,0\,0\,0\,0\,1 \\ -M(X)^{-1}\{C(X,\dot{X}) + G(X)\} \end{bmatrix}$$
$$g(X) = \begin{bmatrix} 0\,0 \\ 0\,0 \\ 0\,0 \\ -M(X)^{-1}J^{\mathrm{T}} \end{bmatrix} \qquad (۷)$$

روابط فوق را می‌توان با استفاده از نمایش بسط تیلور به صورت زیر حول نقطه دلخواه (وضعیت قرارگیری دلخواه پا در هنگام راه رفتن) خطی‌سازی نمود.

$$\dot{X}(t) = f(X_0) + \left.\frac{\partial f}{\partial X}\right|_{X=X_0} (X(t) - X_0) + g(X_0)u(t) \qquad (۸)$$

با تغییر متغیر مناسب می‌توان ترم $f(X_0)$ را حذف نمود و به فرم استاندارد فضای حالت پیوسته دست یافت.

$$X^* = \left(\left.\frac{\partial f}{\partial X}\right|_{X=X_0}\right)^{-1} f(X_0) + (X(t) - X_0) \qquad (۹)$$

بنابراین، با در نظر گرفتن X جدید معادل X^*، فرم خطی شده روابط فضای حالت پیوسته حول شرایط تست (یکی از

چیدمان‌های نشان داده شده برای پا در شکل ۳) به شکل معادله (۱۰) تعریف می‌شود.

$$\begin{cases}\dot{X}(t) = A\,X(t) + B\,u(t)\\ Y = CX(t)\end{cases} \quad (۱۰)$$

که ماتریس‌های A و B به صورت زیر تعیین می‌شوند.

$$A = \left.\frac{\partial f}{\partial X}\right|_{X=X_0}$$
$$B = g(X_0) \quad (۱۱)$$

مقدار متغیرها در نقطه تعادل نیز از معادل صفر قرار دادن $\dot{X}(t) = 0$ در رابطه (۸)، از رابطه (۱۲) به صورت زیر تعیین می‌شود.

$$X_{eq} = \left(\left.\frac{\partial f}{\partial X}\right|_{X=X_0}\right)^{-1} f(X_0) + X_0 \quad (۱۲)$$

که X_0 از چیدمان نشان داده شده در شکل ۳ برای پا به دست می‌آید و شامل مقادیر زوایای اعضای پا و سرعت اولیه آنها (سرعت‌ها صفر در نظر گرفته می‌شوند) می‌باشد.

به دلیل بسیار طولانی بودن درایه‌های ماتریس‌ها A و B حاصل از خطی‌سازی مدل ۳ درجه، از ارائه آن‌ها خودداری می‌شود. جهت تعیین ماتریس C باید مقدار تابع خروجی سیستم به صورت خطی‌شده حول چیدمان مورد نظر پا محاسبه شود. از این رو، مقدار ماتریس C از خطی‌سازی رابطه هندسی (۴) حول نقطه تعادل به فرم رابطه (۱۳) به دست می‌آید.

$$\begin{aligned}C = {} & l_1\cos(\theta_{0_1})(\theta_1 - \theta_{0_1})\\ & + l_2\cos(\theta_{0_1}+\theta_{0_2})\left[(\theta_1-\theta_{0_1})+(\theta_2-\theta_{0_2})\right]\\ & + l_{f_3}\cos(\theta_{0_1}+\theta_{0_2}+\theta_{0_3})\left[(\theta_1-\theta_{0_1})\right.\\ & \left.+(\theta_2-\theta_{0_2})+(\theta_3-\theta_{0_3})\right]\end{aligned} \quad (۱۳)$$

به منظور تبدیل معادلات سیستم از فرم فضای حالت پیوسته به ساختار فضای حالت گسسته جهت به کارگیری در روش شناسایی خطای پیش‌بین، از روابط (۱۴) استفاده می‌شود.

$$\begin{aligned}&X(k+1) = A_d X(k) + B_d\,u(k) + v(k)\\ &Y(k) = C_d X(k) + w(k)\\ &A_d = e^{AT}\\ &B_d = (e^{AT} - I)A^{-1}B\\ &C_d = C\end{aligned} \quad (۱۴)$$

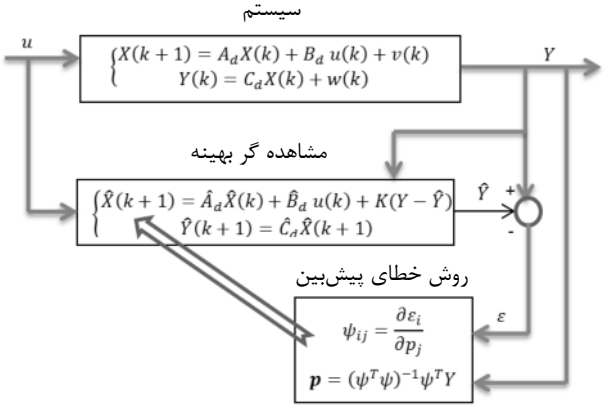
که در روابط فوق، $v(k)$ بیانگر نویز فرایند ناشی از عملکرد عملگر پنوماتیک و لرزش‌های ناخواسته سیستم در کنار نویز اندازه‌گیری سنسور نیرو می‌باشد و $w(k)$ بیانگر نویز اندازه‌گیری ناشی از سنسور موقعیت است. ساختار به دست آمده بالا جهت بکارگیری در روش خطای پیش‌بین آماده است.

۴-۲- شناسایی با روش خطای پیش‌بین

همان طور که بیان شد، دو نویز فرایند $v(k)$ و خروجی $w(k)$، هر دو شامل خطای سنسورها می‌باشند. بنابراین، با توجه به نرخ نمونه‌برداری یکسان بین سنسور نیرو و جابجایی، این دو نویز به هم همبسته می‌باشند. از طرفی با توجه به وجود نویزهای مذکور در ورودی $u(k)$ و خروجی اندازه‌گیری شده $y(k)$ تمامی سیگنال‌های ورودی، خروجی و خطای شناسایی از یکدیگر مستقل نیستند. در نتیجه، شناسایی با روش مینیمم‌سازی مربعات خطا دارای دقت مناسبی نخواهد بود. تحت این شرایط استفاده از یکی از سه روش متغیر ابزاری، خطای پیش‌بین و مینیمم‌سازی مربعات خطای عمومیت یافته پیشنهاد می‌شود. از آنجا که معیار طراحی ماتریس شناسایی در روش خطای پیش‌بین بر اساس کمینه‌سازی خطای شناسایی است، این روش دقت شناسایی بالاتری را نسبت به دو روش دیگر فراهم خواهد آورد [۱۳].

بلوک- دیاگرام روش شناسایی خطای پیش‌بین در شکل ۶ ارائه شده است. همان طور که مشاهده می‌شود، مشاهده‌گر بهینه کالمن با استفاده از خطای تخمین خروجی $\varepsilon = Y - \hat{Y}$، و مقادیر ماتریس‌های حالت A_d، B_d و C_d با مقادیر تخمینی آن‌ها $\hat{A}_d$، $\hat{B}_d$ و $\hat{C}_d$ به تخمین خروجی جدید $\hat{y}(k+1)$ مطابق با رابطه (۱۵) می‌پردازد.

$$\begin{aligned}&\hat{X}(k+1) = \hat{A}_d\hat{X}(k) + \hat{B}_d\,u(k) + K\left(Y - \hat{Y}\right)\\ &\hat{Y}(k+1) = \hat{C}_d\hat{X}(k+1)\end{aligned} \quad (۱۵)$$



شکل ۶ بلوک- دیاگرام شناسایی پارامترها به روشخطای پیش‌بین

که مقدار بهره کالمن K، در رابطه فوق از روش فیلتر کالمن و

حل معادله ریکاتی حاصل می‌شود. در الگوریتم خطای پیش‌بین با استفاده از ارتباط خطا با پارامترها، ماتریس شناسایی ψ با استفاده از رابطه (۱۶) به دست می‌آید.

$$\psi_{ij} = \frac{\partial \varepsilon_i}{\partial p_j} \quad (۱۶)$$

که p بردار پارامترهای مجهول بوده که ماتریس‌های $\hat{A}_d$، $\hat{B}_d$ و $\hat{C}_d$ بر حسب آن محاسبه می‌شوند. مقدار pنیز از رابطه (۱۷) به دست می‌آید.

$$p = \left(\psi^{\mathrm{T}}\psi\right)^{-1}\psi^{\mathrm{T}}Y \quad (۱۷)$$

حال با مشخص شدن پارامترهای مجهول بردارp، ماتریس‌های $\hat{A}_d$، $\hat{B}_d$ و $\hat{C}_d$ قابل محاسبه می‌باشند. بنابراین، مشاهده‌گر دوباره چرخه شناسایی را ادامه می‌دهد.

برای شناسایی مدل ۳ درجه آزادی، ثوابت فیزیکی نظیر طول مقاطع ران، ساق و قوزک تا انتهای کف پا، از فرد مورد آزمایش اندازه‌گیری می‌شود و به عنوان پارامتر معلوم در نظر گرفته می‌شود. مقادیر جرمی اعضا با دقت تقریبی مناسبی نیز قابل تخمین است و به عنوان پارامتر معلوم داده می‌شود تا از اثرات نویز بر دقت شناسایی کاسته شود. انجام این تخمین در تحقیقات گذشته نیز صورت گرفته است [۱۴]. تنها سه پارامتر سفتی مفاصل، سه پارامتر میرایی مفاصل و سه پارامتر ممان اینرسی جرمی پاها (جمعا ۹ پارامتر) به صورت مجهول مورد شناسایی قرار می‌گیرند.

با توجه به موارد فوق در فرایند آزمایش، ابتدا طول مقاطع مختلف پا تا مفصل اندازه‌گیری شده و سپس جرم مقاطع مختلف با استفاده از مدل‌های هندسی مشابه با پا، تخمین زده می‌شود. در ادامه تست با اعمال ورودی تصادفی صورت می‌گیرد. داده‌های مربوط به جابجایی عمودی پا، به همراه نیروی عمودی تعاملی بین پا و عملگر که توسط سنسور نیرو اندازه‌گیری شده است، در شناسایی مورد استفاده قرار می‌گیرند.

۵- بررسی صحت خطی‌سازی و شناسایی

۵-۱- تحلیل پایداری سیستم

برای آن‌که بتوان از مدل خطی شده یک سیستم غیرخطی استفاده نمود، وضعیت پایداری سیستم خطی شده و غیر خطی بایستی یکسان باشد. فرم عمومی یک سیستم خطی شده برای یک سیستم غیرخطی با تابع $f(X)$ که حول نقطه تعادل تحلیلی می‌باشد، به صورت زیر است:

$$\frac{d}{dt}X = AX + n(X)$$
$$n(X) = \left.\frac{\partial^2 f}{\partial X^2}\right|_{X=X_0} X^2 + \left.\frac{\partial^3 f}{\partial X^3}\right|_{X=X_0} X^3 + \cdots \quad (۱۸)$$

که $n(x)$ تابع خطای خطی‌سازی است. طبق قضیه اول پایداری لیاپانوف، خواص پایداری سیستم‌های خطی و غیرخطی یکسان است؛ اگر، اولاً، همه مقادیر ویژه ماتریس A، قسمت حقیقی غیر صفر داشته باشد. ثانیاً، برای یک مقدار $\lambda > 0$ که به اندازه کافی کوچک است، نامساوی (۱۹) برقرار باشد.

$$\|n(X)\| < \lambda\|X\| \quad (۱۹)$$

بنا به شرط اول، بایستی قطب‌های مدل خطی شده به اندازه کافی دور از محور موهومی قرار گیرند تا سیستم به اندازه کافی از مرز پایداری دور باشد. از آنجا که مدل غیرخطی ارائه شده یک سیستم ارتعاشی است، بدیهی است که مقدار حقیقی قطب‌های سیستم خطی شده با نسبت مقادیر میرایی مفاصل به ممان اینرسی اعضا ارتباط دارد و با توجه به مقادیر ممان اینرسی اعضا، در صورتی که مقادیر میرایی سیستم بسیار کوچک و یا منفی نباشد، سیستم خطی شده حتما پایدار مجانبی است. پس، شرط پایداری مجانبی، مثبت بودن و کوچک نبودن مقادیر میرایی مفاصل است. برای بررسی شرط دوم، مشاهده می‌شود که تابع $n(X)$ شامل توان‌های مرتبه ۲ به بالاتر است. لذا، به ازای مقادیر کوچک X (همسایگی کوچک حول نقطه تعادل) حتما نرم تابع $n(X)$ از X کوچکتر بوده و لذا شرط دوم نیز صادق است. بایستی توجه نمود، در صورتی که میزان تحریک عملگر زیاد باشد، ممکن است با دور شدن از وضعیت تعادل، دیگر رفتار دو سیستم یکسان نبوده و دو سیستم از نظر پایداری تفاوت داشته باشند. بدین منظور،تحریکات به گونه‌ای صورت می‌گیرد که خطای خطی‌سازی ناچیز باشد. با بررسی‌های صورت گرفته، میزان حداکثر دامنه تحریک کف پا، یک سانتی‌متر در نظر گرفته شد تا شرط نامعادله (۱۹) رعایت شود و خطای خطی‌سازی کوچک باشد.

۵-۲- ارزیابی دقت خطی‌سازی و شناسایی

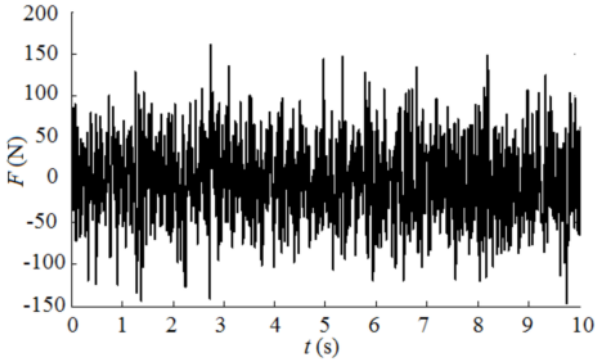
برای اطمینان از دقت خطی‌سازی و شناسایی، از شبیه‌سازی دینامیکی مدل غیرخطی پا بهره برده می‌شود. در محیط

سیمولینک نرم‌افزار متلب، مدل غیرخطی پا معادل مکانیزم ۳ درجه آزادی به همراه مدل خطی شده آن، شبیه‌سازی می‌شود تا با اعمال نیروی ورودی تصادفی به کف پا از طریق عملگر پنوماتیک، مقدار جابجایی متناظر برای آن به دست آید. به منظور ارزیابی دقت خطی‌سازی در بازه خطی‌سازی، پاسخ سیستم خطی با غیرخطی مقایسه می‌شود تا امکان به کارگیری ساختار خطی برای شناسایی مورد بررسی قرار گیرد. سپس، پارامترهای مجهول معرفی شده با استفاده از داده‌های ورودی-خروجی هر دو مدل خطی و غیرخطی با حضور نویز با واریانس ۲۰ برابر کمتر از سیگنال اصلی مورد شناسایی قرار می‌گیرند و از مقایسه آن‌ها با مقادیر نامی، دقت شناسایی مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

مقادیر نامی جرمی و هندسی در نظر گرفته شده برای اعضا پا که به مقادیر واقعی نزدیک هستند، در جدول ۲ ارائه شده است. همچنین، مقادیر سفتی، میرایی و ممان اینرسی جرمی در نظر گرفته شده به همراه مقادیر شناسایی شده و درصد خطای شناسایی در جدول ۳ ارائه گردیده است. مشاهده می‌شود که خطای شناسایی برای سفتی‌ها از ٪۳/۲، برای میرایی‌ها از ٪۸ و برای ممان اینرسی جرمی از ٪۶ کمتر است. می‌توان به صورت میانگین، خطای شناسایی پارامترها که ناشی از خطای خطی‌سازی و خطای شناسایی با حضور نویز می‌باشند، را ٪۵ درنظر گرفت.

شکل ۷ نمودار نیروی ورودی تصادفی نرمال وارده به مدل‌های پا را نشان می‌دهد.

در شکل ۸، نتایج جابجایی عمودی کف پا حاصل از دو مدل خطی و غیرخطی پا، به ازای این نیروی وارده مقایسه شده است و خطای خروجی مدل خطی‌شده نسبت به مدل غیرخطی قابل مشاهده است. در به دست آوردن این نتایج از قراردهی مقادیر نامی برای پارامترها در هر دو مدل خطی و غیرخطی استفاده شده است. همان‌طور که در شکل ۸ مشاهده می‌شود، با حداکثر ۱ سانتی‌متر حرکت عمودی پا، خطای خطی‌سازی به صورت میانگین در حدود ۰/۱۵ میلی‌متر است و از ۰/۳ میلی‌متر تجاوز نمی‌کند که بیانگر دقت مطلوبی در خطی‌سازی می‌باشد. شکل ۹ نیز به مقایسه پاسخ سیستم غیرخطی با مقادیر پارامترهای نامی و سیستم خطی‌شده با مقادیر پارامترهای شناسایی‌شده می‌پردازد و بیانگر معیاری از دقت شناسایی پارامترها می‌باشد.



شکل ۷ نمودار نیروی تصادفی وارده به پا

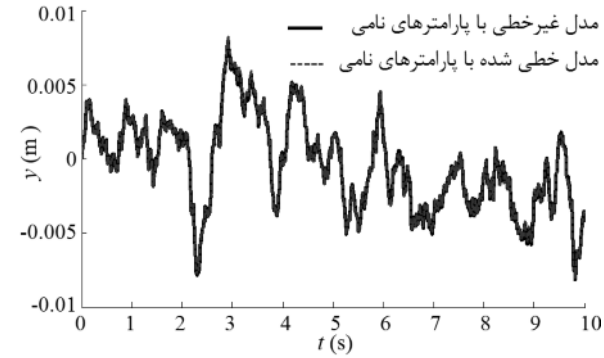
جدول ۲ مشخصات هندسی و جرمی مفروض برای اعضای پا جهت ارزیابی دقت شناسایی

	طول بخش مفید کف پا* (cm)	طول بخش ساق پا (cm)	طول بخش ران پا (cm)	جرم تخمینی بخش کف پا (kg)	جرم تخمینی بخش ساق پا (kg)	جرم تخمینی بخش ران پا (kg)
مقادیر پارامترها	۱۵	۴۵	۴۵	۱/۵	۴	۱۰

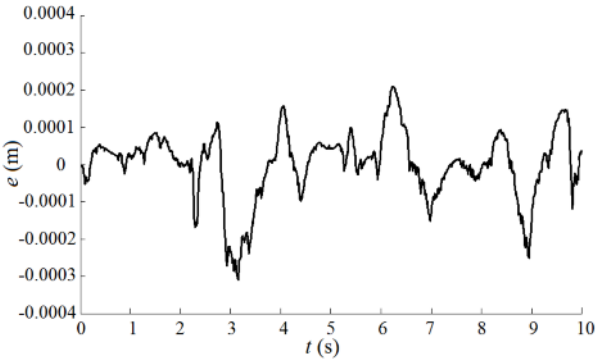
* فاصله محل مفصل قوزک پا تا محل تماس کف پا با زمین

جدول ۳ سفتی‌ها، میرایی‌ها و ممان اینرسی نامی در نظر گرفته شده برای ارزیابی دقت شناسایی و مقادیر پارامترهای شناسایی شده

	J_3 (kgm^2)	J_2 (kgm^2)	J_1 (kgm^2)	C_3 (Ns/rad)	C_2 (Ns/rad)	C_1 (Ns/rad)	K_3 (N/rad)	K_2 (N/rad)	K_1 (N/rad)
مقادیر نامی پارامترها	۰/۰۰۵	۰/۰۵	۰/۱۵	۱۰	۲۰	۴۰	۲۵	۱۰۰	۲۰۰
مقادیر شناسایی‌شده پارامترها	۰/۰۰۴۷	۰/۰۴۸	۰/۱۵۹	۹/۲	۲۱	۳۹/۲	۲۵/۸	۱۰۲/۵	۲۰۶
درصد خطا	۶/۰	۴/۰	۶/۰	۸/۰	۵/۰	۲/۰	۳/۲	۲/۵	۳/۱

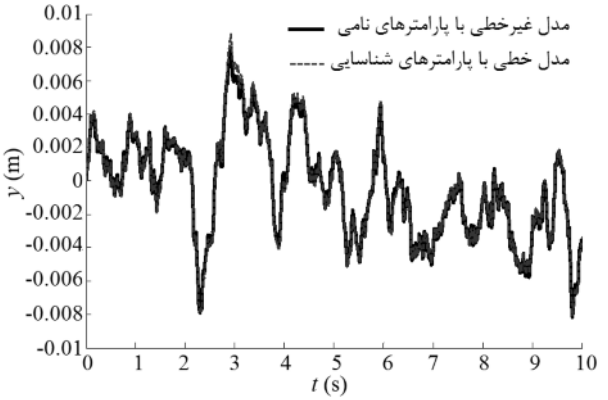


الف- موقعیت کف پا

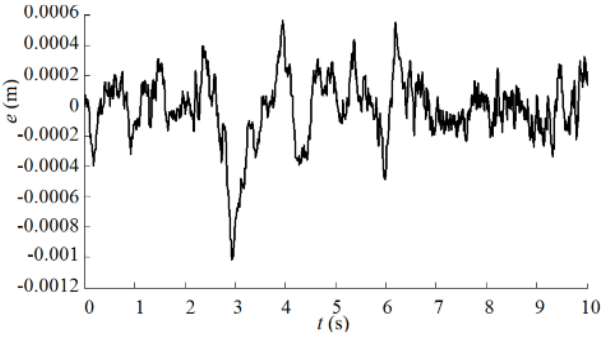


ب- خطای موقعیت

شکل ۸ مقایسه بین مدل خطی‌شده و غیرخطی با پارامترهای نامی؛



الف- موقعیت کف پا



ب- خطای موقعیت

شکل ۹ مقایسه بین خروجی مدل غیرخطی با و مدل خطی؛ شکل

از مقایسه شکل‌های ۸- ب و ۹- ب مشاهده می‌گردد که خطای شناسایی نیز به خطای حاصل از خطی‌سازی اضافه شده است، به طوری که میانگین این خطا تقریباً به ۰/۴۵ میلی‌متر و بیشینه آن به ۱ میلی‌متر افزایش یافته است. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که خطای شناسایی پارامترها، سبب تقریباً سه برابر شدن خطای تعقیب رفتار سیستم شده است.

از نتایج فوق می‌توان نتیجه گرفت که دقت شناسایی با مدل خطی شده مناسب است و روش حاضر در شناسایی مدل غیرخطی مشابه با پای انسان، کارآمد است. برای ارزیابی دقت نتایج مربوط به تست تجربی نیاز به معیاری دیگر نیز می‌باشد تا خطای ناشی از موارد به وجود آمده از تست تجربی و تخمین پارامترهای جرمی سیستم در آن نیز لحاظ شده و صحت شناسایی بر اساس آن مورد تایید قرار گیرد. برای این منظور می‌توان به مقایسه میزان ممان اینرسی جرمی به دست آمده از شناسایی و مقدار به دست آمده از تخمین مدل هندسی توجه نمود. این ارزیابی در بخش بعدی با جزئیات بیان می‌شود.

۶- نتایج آزمایشات روی افراد مختلف

به منظور شناسایی خواص امپدانسی پا، آزمایش برای سه نمونه مشخص انجام می‌شود. برای بررسی اثرات وزنی و توده جرمی، در پارامترهای مدل، افراد مورد آزمایش، همگی مردهایی انتخاب شدند که دارای قدهای نزدیک به هم هستند. از این رو، نمونه اول فردی لاغر با قد ۱۸۳ سانتی‌متر و جرم ۶۱ کیلوگرم با توده جرمی ۱۸، نمونه دوم با قد ۱۸۲ سانتی‌متر، جرم ۷۷ با توده جرمی ۲۳ و نمونه آخر با قد ۱۸۱ سانتی‌متر، جرم ۹۵ کیلوگرم و توده جرمی تقریبی ۲۹ انتخاب شدند. توده جرمی به نسبت بین جرم یک فرد بر حسب کیلوگرم تقسیم بر مجذور قد فرد بر حسب متر مربع گفته می‌شود. مشخصات جرمی و هندسی نمونه‌ها به صورت دقیق‌تر در جدول ۴ آورده شده است.

در جداول ۵ تا ۷ مقادیر پارامترهای شناسایی شده برای هر سه نمونه مورد آزمایش به ترتیب آورده شده است. همان طور که مشاهده می‌شود، برای نمونه‌های مختلف تنها حالت ۳ دارای سفتی و میرایی بیشتری است؛ زیرا در این حالت پا به صورت تقریباً مستقیم قرار گرفته و بازوی نیروی عمودی جهت اعمال گشتاور کم است. همچنین وزن بیشتری از فرد در این حالت روی پا قرار دارد و عضلات فرد نیروی بیشتری اعمال

کرده و بیشتر منقبض شده‌اند. بعد از حالت ۳، حالت ۱ دارای سفتی بیشتری است. چون هنوز پا در این حالت نقش تکیه‌گاهی دارد. در حالات ۲ و ۴ نقش تکیه‌گاهی پا کم است. از این رو، سفتی پا در این دو حالت کمتر است.

در جدول ۸، مقایسه مقدار ممان اینرسی تقریبی از مدل‌سازی‌هندسی با نرم‌افزار سالیدورکس با استفاده از چگالی و درصد تخمینی بافت‌های مختلف و نتایج به دست آمده از شناسایی ارائه شده است.

جدول ۴ مشخصات افراد مورد آزمایش (همگی مرد هستند.)

	طول بخش مفید کف پا (cm)	طول بخش ساق پا (cm)	طول بخش ران پا (cm)	جرم تخمینی بخش کف پا (kg)	جرم تخمینی بخش ساق پا (kg)	جرم تخمینی بخش ران پا (kg)	جرم کل بدن (kg)	قد (cm)	عدد توده جرمی
نمونه اول	۱۴/۱	۴۵/۱	۴۵/۴	۱/۳۲	۳/۵۳	۸/۳۱	۶۱/۴۵	۱۸۳/۶	۱۸/۲۳
نمونه دوم	۱۳/۵۱	۴۴/۱	۴۴/۷	۱/۲۱	۴/۲۵	۱۰/۱۰	۷۷/۳۳	۱۸۲/۱	۲۳/۳۲
نمونه سوم	۱۳/۱	۴۴/۳	۴۴/۴	۱/۳۸	۴/۴۱	۱۲/۶۱	۹۴/۸۷	۱۸۱/۲	۲۸/۸۹

جدول ۵ نتایج شناسایی پارامترها به دست آمده برای نمونه ۱

	J_3 (kgm^2)	J_2 (kgm^2)	J_1 (kgm^2)	C_3 (Ns/rad)	C_2 (Ns/rad)	C_1 (Ns/rad)	K_3 (N/rad)	K_2 (N/rad)	K_1 (N/rad)
چیدمان اول	۰/۰۰۷	۰/۰۵۸	۰/۱۴۲	۷/۸	۱۲/۱	۲۹/۲	۳۵/۲	۱۳۰/۳	۲۵۱/۷
چیدمان دوم	۰/۰۰۶	۰/۰۵۵	۰/۱۴۴	۶/۲	۱۰/۴	۲۶/۱	۳۲/۳	۱۲۱/۸	۲۴۰/۱
چیدمان سوم	۰/۰۰۷	۰/۰۵۹	۰/۱۴۰	۹/۱	۱۵/۶	۳۵/۶	۴۸/۲	۱۴۵/۱	۲۷۵/۶
چیدمان چهارم	۰/۰۰۶	۰/۰۵۶	۰/۱۴۳	۶/۶	۱۱/۲	۲۸/۵	۳۴/۵	۱۲۳/۸	۲۴۳/۲

جدول ۶ نتایج شناسایی پارامترها بدست آمده برای نمونه ۲

	J_3 (kgm^2)	J_2 (kgm^2)	J_1 (kgm^2)	C_3 (Ns/rad)	C_2 (Ns/rad)	C_1 (Ns/rad)	K_3 (N/rad)	K_2 (N/rad)	K_1 (N/rad)
چیدمان اول	۰/۰۰۷	۰/۰۷۰	۰/۱۶۸	۶/۸	۳۵/۸	۶۶/۴	۴۵/۶	۱۵۵/۷	۲۹۱/۰
چیدمان دوم	۰/۰۰۷	۰/۰۶۸	۰/۱۶۷	۶/۴	۳۴/۵	۶۴/۲	۴۱/۹	۱۴۰/۲	۲۸۴/۲
چیدمان سوم	۰/۰۰۷	۰/۰۶۷	۰/۱۶۹	۷/۸	۴۰/۱	۷۲/۵	۵۴/۱	۱۶۹/۲	۳۰۱/۴
چیدمان چهارم	۰/۰۰۷	۰/۰۶۷	۰/۱۷۱	۶/۶	۳۴/۶	۶۳/۸	۴۲/۲	۱۴۶/۵	۲۸۵/۴

جدول ۷ نتایج شناسایی پارامترها بدست آمده برای نمونه ۳

	J_3 (kgm^2)	J_2 (kgm^2)	J_1 (kgm^2)	C_3 (Ns/rad)	C_2 (Ns/rad)	C_1 (Ns/rad)	K_3 (N/rad)	K_2 (N/rad)	K_1 (N/rad)
چیدمان اول	۰/۰۰۷	۰/۰۷۱	۰/۲۰۳	۶/۸	۱۴/۹	۳۶/۱	۴۳/۸	۱۵۲/۰	۳۰۲/۱
چیدمان دوم	۰/۰۰۷	۰/۰۷۳	۰/۲۰۸	۶/۲	۱۴/۱	۳۴/۲	۴۱/۶	۱۴۷/۲	۲۹۲/۱
چیدمان سوم	۰/۰۰۷	۰/۰۷۲	۰/۲۰۵	۷/۷	۱۶/۶	۳۹/۸	۴۸/۲	۱۷۵/۲	۳۱۲/۵
چیدمان چهارم	۰/۰۰۷	۰/۰۷۰	۰/۱۹۸	۶/۵	۱۴/۵	۳۴/۵	۳۹/۵	۱۵۰/۶	۲۹۷/۰

جدول ۸ مقایسه مقادیر ممان اینرسی جرمی میانگین از آزمایش و مقدار تخمینی از مدل‌سازی هندسی در وضعیت چیدمان (۲) برای پا

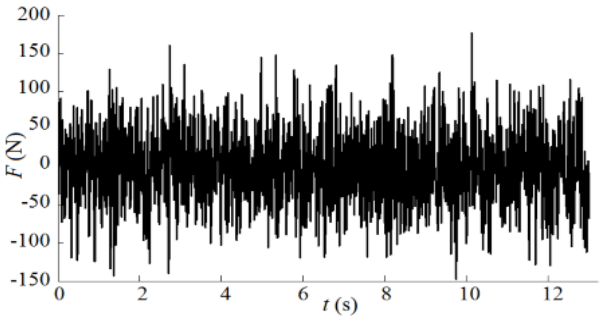
	درصد اختلاف J_3	J_3 (kgm^2)	J_3 (kgm^2)	درصد اختلاف J_2	J_2 (kgm^2)	J_2 (kgm^2)	درصد اختلاف J_1	J_1 (kgm^2)	J_1 (kgm^2)
نمونه اول	۲۱	۰/۰۰۷۹	۰/۰۰۶۵	۱۴	۰/۰۶۵	۰/۰۵۷	۱۰	۰/۱۵۶	۰/۱۴۲
نمونه دوم	۱۶	۰/۰۰۵۸۵	۰/۰۰۷	۱۱	۰/۰۷۶۶	۰/۰۶۸۵	۱۵	۰/۱۹۴	۰/۱۶۸۵
نمونه سوم	۲۱	۰/۰۰۸۵	۰/۰۰۷	۱۴	۰/۰۸۱۶	۰/۰۷۱۵	۱۴	۰/۲۳۲۱	۰/۲۰۳۳

هر چند ممکن است مقادیر تخمین زده شده برای ممان اینرسی اعضای حرکتی پا کاملاً منطبق بر واقعیت نباشد، اما دور از آن هم نخواهد بود. با نگاهی به جدول ۸ دیده می‌شود که درصد اختلاف بین مقادیر تخمینی و شناسایی شده به صورت میانگین برابر ٪۱۵ می‌باشد و از ٪ ۲۲ تجاوز نمی‌نماید. بنابراین، نزدیکی مقادیر ممان اینرسی تخمینی و شناسایی شده به عدم وجود خطای شناسایی بالا اشاره دارد.

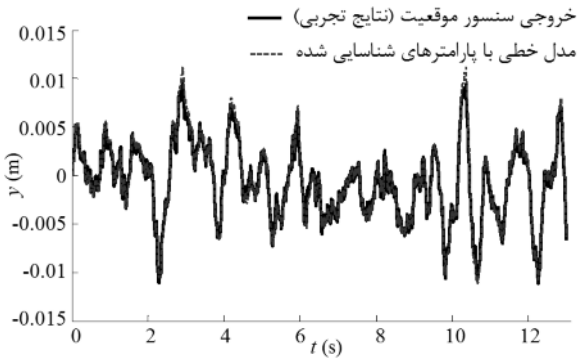
در شکل‌های ۱۰ و ۱۱ نمودارهای مربوط به آزمایش شناسایی پارامترهای نمونه اول در چیدمان شماره ۱ برای پا نشان داده شده‌اند. نیروی وارده با دامنه تقریبی ۱۰۰ نیوتن به کف پا اعمال شده است که تقریبا معادل یک سوم نیرویی است که نمونه اول با وزن خود بر یک پا اعمال می‌کند. مطابق شکل ۱۳، دامنه جابجایی پا تحت این شرایط از ۱/۵ سانتی‌متر تجاوز نمی‌کند که این امر با انقباض ماهیچه‌های پا و سفتی بالای آن سازگاری دارد.

از مقایسه شکل ۱۱ با شکل‌های ۷ تا ۹ مشاهده می‌شود که میزان خطا افزایش یافته است و علاوه بر خطای خطی‌سازی وشناسایی، خطاهای دیگری نیز در اجرای آزمایش اثر گذار بوده‌اند. همان طور که در بخش قبل اشاره شد، در شناسایی مدل نامی، میانگین قدرمطلق خطای موقعیت ۰/۴۵ میلی‌متر وحد بیشینه آن ۱ میلی‌متر بوده است. در این تست، میانگین خطای شناسایی به ۰/۷ میلی‌متر و حداکثر آن به ۲ میلی‌متر افزایش یافته است که با توجه به جابجایی ۱ سانتی‌متری پا حین آزمایش، حداکثر خطای تعقیب خروجی ۲۰ درصد و میانگین آن ۵ درصد می‌باشد. البته، در مورد دقت تخمین تنها می‌توان به این نکته اشاره داشت که خطای تخمین از ۷ درصد کمتر نیست و نمی‌توان در مورد حد بالای آن اظهار نظر کرد. اما با توجه به نزدیکی مقادیر ممان اینرسی جرمی در جدول ۸ و کم بودن خطای تخمین خروجی، خطای تخمین پارامترها نمی‌تواند زیاد باشد.

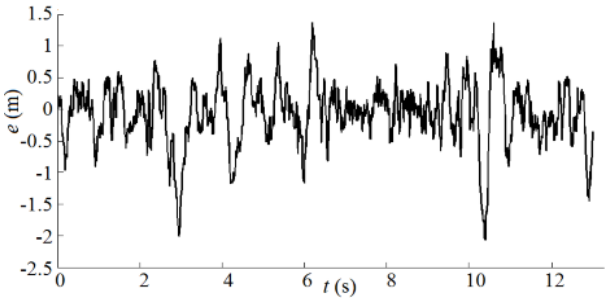
به منظور مقایسه نتایج مدل‌سازی و شناسایی مدل ۹ پارامتری ارائه شده با نتایج کارهای پیشین، مدل جرم، فنر و میراگر ارائه شده در رابطه (۱) برای نمونه‌ها در نظر گرفته شد و با استفاده از روش خطای پیش‌بین، شناسایی پارامترهای آن صورت گرفت.به عنوان مثال، مقادیر پارامترهای جرم، سفتی و میرایی نیز به ترتیب برابر ۱۸/۱ کیلوگرم، ۱۹۸۷ نیوتن بر متر و ۲۱۱/ نیوتن ثانیه بر متر برای نمونه اول در چیدمان ۱ شناسایی شده‌اند.



شکل ۱۰ نیروی وارده به کف پا توسط مجموعه پنوماتیکی



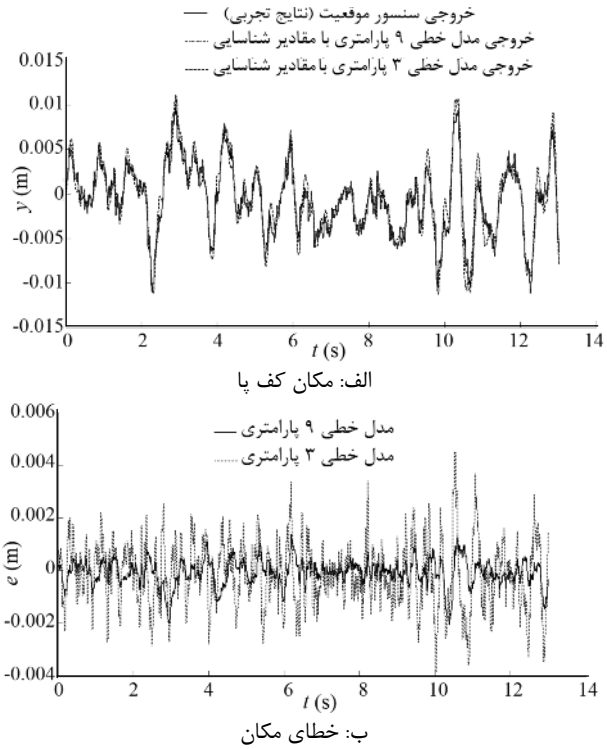
الف: مکان کف پا



ب: خطای مکان

شکل ۱۱ مقایسه نتایج تجربی و خروجی مدل خطی در نمونه اول برای چیدمان (۱) پا

۳ نتایج خروجی مدل شناسایی شده با نتایج مدل ۳ درجه آزادی و نتایج تجربی در شکل ۱۲ برای نمونه اول و در چیدمان ۱ مقایسه شده است. همان طور که در این شکل مشاهده می‌شود، مقادیر خطای خروجی سیستم سه پارامتری شناسایی شده، بیشتر از مدل سه درجه آزادی می‌باشد؛ به طوری که مقدار میانگین قدرمطلق خطا از ۰/۷میلی‌متر در مدل مبتنی بر مکانیزم حرکتی پا به مقدار ۱/۰ میلی‌متر در مدل جرم، فنر و میراگر افزایش یافته است.



الف: مکان کف پا

ب: خطای مکان

شکل۱۲ مقایسه نتایج تجربی و خروجی مدل‌های خطی ۹ پارامتری و ۳ پارامتری در نمونه اول برای چیدمان (۱) پا

مقدار بیشینه خطا نیز دچار افزایش ۲/۶ میلی‌متری شده است و به مقدار ۴/۶میلی‌متر رسیده است. با توجه به مقدار دامنه حرکت (۱۰ میلی‌متر) مقدار افزایش خطا در مدل ۳ پارامتری نسبتاً چشمگیر است.

در تعامل دستگاه بازتوانی با پای انسان، با توجه به مقادیر سفتی و میرایی بالای بدست آمده برای چیدمان ۳ برای تمامی نمونه‌های مورد تست، این نکته حائز اهمیت است که نیروی اعمالی از دستگاه به کف پا توسط نرمی ماهیچه‌ها به خوبی تضعیف نشده و مستقیماً به کمر و اندام بالاتر انتقال می‌یابد و در این چیدمان فرد تعامل کننده با دستگاه بسیار آسیب‌پذیرتر است. همچنین، چون پا تاحدی نزدیک به حالت انفراد عمودی خود قرار دارد؛ تقریبا نقش یک ستون صلب را ایفا کرده و تمامی نیروها و نوسانات اعمالی به کف پا را به مفاصل و نهایتاً به کمر و ستون فقرات انتقال داده و خطرات احتمالی و خستگی و درد به همراه دارد. این خطر در چیدمان ۱ کمتر وجود داشته و در چیدمان۲ و ۴ به مراتب کمتر است. زیرا، در این دو وضعیت سفتی و میرایی پا کمتر است و پا از حالت صلب فاصله بیشتری دارد. لذا بهتر است تحریکات لرزشی و آزمایشات شناسایی بیماری، در این چیدمان‌ها صورت پذیرد. همچنین مشاهده می‌شود نسبت سفتی مفاصل با افزایش جرم بالا می‌رود، زیرا افراد مجبورند با انقباض بیشتر ماهیچه‌ها وزن بیشتری راتحمل کنند. این امر بدین معنا است که صلبیت در افراد چاق‌تر بیشتر بوده و لذا ضربات و نوسانات دستگاه آسیب‌های جدی‌تری در پی دارد. در نتیجه، توان‌بخشی به این افراد، باید با احتیاط بیشتری صورت گیرد و به نسبت از نیروهای کمتری جهت بازتوانی استفاده شود. این امر در نمونه سوم به خصوص به علت بالا بودن نیروی وزن و حضور در مرز چاقی مفرط، می‌بایست بیشتر مدنظر باشد به طوری که نمونه سوم، متأسفانه در انتهای آزمایش اظهار ناراحتی نمود و از درد کوچک در مفاصل خبر داد.

۷- جمع‌بندی

در این پژوهش، با استفاده از یک مدل پارامتری سه درجه آزادی که از مدل خطی شده از مکانیزم غیر خطی واقعی حرکت پا استخراج شده است، با استفاده از روش خطای پیش‌بین جهت برطرف نمودن اثرات وابستگی سیگنال‌های ورودی و خروجی و نویز اندازه‌گیری، به شناسایی پارامترهای سفتی، میرایی و ممان اینرسی جرمی پا جهت تعیین خواص امپدانسیآن پرداخته شده است و مقادیر طول و جرم بخش‌های مختلف پا، با اندازه‌گیری از نمونه‌های مورد ازمایش تعیین شده‌اند.به منظور اندازه‌گیری دقت خطی‌سازی، خروجی مدل خطی شده با مقادیر پارامترهای نامی و مدل غیرخطی نیز با مقادیر پارامترهای نامی مورد مقایسه قرار گرفته است. نتایج حاصل، نشان می‌داد؛ در صورتی که پا بیشتر از ۱ سانتی‌متر حول چیدمان ۱ جابجا نشود، خطی‌سازی خطایی کمتر از ۱/۵ درصد دارد. به منظور بررسی خطای خطی‌سازی و اثر نویز به صورت توامان بر روش شناسایی خطای پیش‌بین، مدل غیرخطی پا با مقادیر نامی شبیه‌سازی شد و مشاهده گردید که خطای تعقیب خروجی از ۱ میلی‌متر تجاوز نکرده و به صورت میانگین برابر ۰/۴۵ میلی‌متر در ازای ۱ سانتی‌متر جابجایی عمودی کف پا است. میزان مقادیر شناسایی شده پارامترهای سفتی، میرایی و ممان اینرسی در این حالت، نسبت به مقادیر نامی دارای خطای میانگین ۵٪ و خطای بیشینه ۷٪ می‌باشد. در نتیجه، می‌توان با این روش به شناسایی خواص امپدانسی

افراد در تست واقعی پرداخت.

آزمایش به کمک جک پنوماتیکی و سنسورهای نیرو و موقعیت، برای سه نمونه با جنسیت مرد و قدهایی مشابه با جرم‌های متفاوت انجام شد. مقادیر ممان اینرسی جرمی حاصله از شناسایی با مقادیر تخمینی از مدل‌سازی هندسی کمتر از۲۲٪ درصد اختلاف داشت. همچنین دقت تعقیب موقعیت پا از مدل خطی شناسایی شده در مقایسه با مقادیر اندازه‌گیری شده به صورت میانگین ۷٪ بوده و از ۲۰٪ بیشتر نشده است. این نتایج بیانگر کارآیی بالای مدل خطی شده با مقادیر پارامترهای شناسایی شده می‌باشد. بر طبق نتایج به دست آمده،اعمال نیروهای کمتر و لرزش‌های کمتر در چیدمان‌های ۳ و ۱ به دلیل انقباض بیشتر عضلات پیشنهاد می‌گردد؛ حال آن که، به دلیل برخورداری پا از نرمی بالاتر در چیدمان‌های ۲ و ۴، این چیدمان‌ها برای اعمال حرکات و نیروهای درمانی مناسب‌ترند.

۸- مراجع

[1] Nagarsheth H.J., Savsani P.V., Patel M.A., "Modeling and dynamics of human arm", *4th IEEE conference on Automation Science and Engineering*, USA, 2008.

[2] Rapoport A., Mizrahi J., Kimmel E., Verbitsky O., Isakov E., "Constant and variable stiffness and damping of the leg joint in human hopping", *ASME, Journal of Biomechanics Engineering,* Vol. 125, 2003, pp. 507–514.

[3] Doke J., Donelan J. M., Kuo A. D., "Mechanics and energetics of swinging the human leg", *Journal of Experimental Biology,* Vol. 208, 2005, pp. 439-445.

[4] Hajian AZ., Howe RD. "Identification of the mechanical impedance at the human fingertip", *ASME Journal of Biomechanics Engineering*, Vol. 119, No.1, 1997, pp. 109–114.

[5] Chou C, Hannaford B. "Study of human forearm posture maintenance with a physiologically basedrobotic arm and spinal level neural controller", *journal of biological cybernetics,* Vol. 76, 1997, pp. 285–298.

[6] Rahman MM, Ikeura R, Mizutani K. "Investigating the impedance characteristics of human arm for development of robots to cooperate with human operators", *IEEE international conference on systems, man and cybernetics,* 1999, pp. 676–681.

[7] Speich JE, Shao L, Goldfarb M., "An experimental hand/arm model for human interaction with a telemanipulation system", *ASME, international mechanical Engineering Congress and exposition,* 2001.

[8] Speich J. E., Shao L., Goldfarb M., "Modeling the human hand as it interacts with a telemanipulation system", *Journal of Mechatronics, Elsevier,* Vol. 15, 2005, pp. 1127-1142.

[9] Kuchenbecker KJ, Park JG, Niemeyer G. "Characterizing the human wrist for improved haptic interaction", *ASME, international mechanical engineering congress and exposition,* Washington D.C., 2003.

[10] Kashiba Y., Tanaka Y., Tsuji ,T., Yamada N., Suetomi T., "Analysis of human Impedance properties depending on driving condition", *5th Int. Workshop on Comp. Intelligence & Application, IEEE SMC,* Hiroshima, 2009.

[11] Tanaka Y., Kashiba Y., Yamada N., Suetomi T., "Active-Steering control system based on human hand impedance properties", *IEEE International Conference on Systems Man and Cybernetics (SMC), Istanbul,* 2010, pp. 1697-1702.

[12] Kim S., Park S.,"Leg stiffness increases with speed to modulate gait frequency and propulsion energy", *Journal of Biomechanics,* Vol. 44, Iss. 7, 2011, pp. 1253-1258.

[13] Soderstorm T., Stoica P., *System Identification*, New York, Prentice Hall, 1989, pp. 355-390.

[14] Ataei M. M., Salarieh H., Alasty A., "Dynamic modeling and control system design for a lower extremity exoskeleton", *Journal of Modares Mechanical Engineering,* Vol. 13, No. 5, 2013, pp. 102–116. (In Persian)