

## طراحی، ساخت و کنترل دستگاه توانبخشی ایزوکینتیک پا با عملگر سرونیوماتیکی

سید مهدی چاووشیان

مصطفی تقی‌زاده\*

آرمین کروی

دانشجوی دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

### چکیده

در این مقاله طراحی و ساخت نمونه‌ی آزمایشگاهی از دستگاه توانبخشی به‌منظور انجام تمرینات ایزوکینتیک با استفاده از عملگر نیوماتیک ارائه شده است. در انجام تمرین ایزوکینتیک حرکت فعال عضو با سرعت ثابت بایستی تامین گردد. برای تامین این حرکات عملگر مورد استفاده بایستی یک مقاومت تطبیق‌یافته در برابر تلاش بیمار را تامین کند. بنابراین چالش اصلی، طراحی کنترل‌کننده‌ی سرعت برای عملگر در حضور اغتشاش اعمالی توسط بیمار است. این امر با استفاده از عملگرهای الکتریکی در سطوح تجاری تامین شده است. اما در کنار هزینه‌ی بالای این ابزارهای تجاری، نرمی پایین عملگرهای الکتریکی مهمترین مشکل استفاده از آنها در توانبخشی است. استفاده از عملگرهای نیوماتیکی قیمت نهایی را کاهش داده و سیستم را از مزایای عملگرهای نیوماتیک نظیر نرمی بالا و نسبت توان به وزن بالا بهره‌مند می‌سازد. این امر مستلزم فائق آمدن بر مشکل کنترل سرعت عملگر نیوماتیک در حضور چالش‌های مطرح شده برای انجام تمرینات ایزوکینتیک است. در این تحقیق مدلسازی سیستم و طراحی کنترل‌کننده‌ی سرعت برای حالت انقباض عضله‌ی پا مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج آزمایشگاهی امکان استفاده از عملگر سرونیوماتیکی برای تامین حرکات ایزوکینتیک در توانبخشی پا، را به‌خوبی نشان می‌دهد. **واژه‌های کلیدی:** دستگاه توانبخشی پا، تمرینات ایزوکینتیک، نیوماتیک، کنترل.

## Design, Control and Experimental test of Pneumatic Leg Rehabilitation Device for Isokinetic Exercise

S. Mahdi Chavoshian

M. Taghizadeh

A. Karouti

Academic degree, University Name, Name of the Department, Tehran, Iran

Academic degree, University Name, Name of the Department, Tehran, Iran

Academic degree, University Name, Name of the Department, Tehran, Iran

### Abstract

In this paper design and manufacture of an experimental setup of rehabilitation device for isokinetic exercises, using pneumatic actuator, is presented. In isokinetic exercises, limb's movement must be provided at a constant speed. For this type of movements, the actuator should provide an accommodating resistance against patient effort. Therefore the main challenge is speed controller design for actuator in the presence of disturbances logged by patient. This goal is achieved by using electrical actuators at the commercial levels. But beside the high cost of this instruments, low softness of electrical actuators is the main problem of using them in rehabilitation devices. Using pneumatic actuators decrease the final price and benefits the system by pneumatic advantages such softness and high power to weight ratio. This requires overcoming speed control problems in presence of the considered challenges. In this research modeling and speed control of pneumatic actuator has been studied for contraction and expansion mode of muscle. Experimental results take advantages of servo pneumatic actuator for providing isokinetic trainings in leg rehabilitation as well.

**Keywords:** Leg Rehabilitation Device, Isokinetic, Pneumatic, Control.

آسیب‌دیدگی‌شان دست یابند. از این‌رو انجام تمرینات فیزیوتراپی<sup>۲</sup> برای کمک به آنها پیشنهاد شده است. زمان‌بر بودن تمرینات از مشکلات عمده‌ی فیزیوتراپی است. همچنین در این‌گونه تمرینات برای هر بیمار به یک متخصص فیزیوتراپیست نیاز است. این امر از سویی هزینه‌ی درمان را به شکل قابل توجهی افزایش داده و از سوی دیگر مراکز درمانی را با کمبود نیروی متخصص مواجه می‌سازد. به مانند بسیاری از فرآیندهای صنعتی و تحقیقاتی، استفاده از ربات می‌تواند هزینه‌ها و نیاز به دخالت مستقیم نیروی انسانی در توانبخشی را کاهش دهد. با استفاده از ربات در توانبخشی می‌توان فرآیند انجام تمرینات را بدون متحمل شدن هزینه‌ی اضافی، به دقت کنترل نموده و کیفیت آن را

### ۱-مقدمه

افراد بسیاری از آسیب‌های استخوانی و عضلانی بوجود آمده در فعالیت‌های ورزشی، تصادفات، سکت‌های مغزی و ... رنج می‌برند. در ایالات متحده سالیانه حدود هشتصد هزار سکت‌های مغزی رخ می‌دهد؛ که دو سوم این بیماران به خدمات توانبخشی<sup>۱</sup> نیازمند هستند [۱]. مطابق اعلام وزارت بهداشت این آمار در ایران به سالیانه سیصد هزار نفر می‌رسد. از سوی دیگر تنها به دلیل پوکی استخوان، سالانه ۸/۹ میلیون نفر در دنیا دچار شکستگی استخوان می‌شوند [۲]. این افراد پس از طی دوران نقاهت نمی‌توانند به توانایی‌های قبل از

<sup>2</sup> Physiotherapy

<sup>1</sup> Rehabilitation

سرعت انجام حرکت ثابت باقی بماند. چند شرکت از قبیل Biodes، Humac norm و CSMi ابزارهای دارای سنسور برای توانبخشی مفاصل و ماهیچه‌های گوناگون بدن را، با الهام از دستگاه‌های موجود در باشگاه‌های بدنسازی، تولید نموده‌اند. این سیستم‌ها علاوه بر مشکلات عملگرهای الکتریکی که در ادامه ذکر خواهد شد، بسیار گران قیمت هستند.

تاکنون تلاش‌هایی برای طراحی و ساخت ربات‌های فیزیوتراپی با قابلیت ارائه حرکات ایزوکینتیک، انجام شده است. موقامیر و همکاران یک دستگاه فیزیوتراپی زانو به نام Multi-Iso، شبیه به دینامومتر ایزوکینتیک اختراع نموده‌اند. سیستم یک درجه آزادی آنها برای حرکات به سمت بالا و پایین زانو مورد استفاده قرار می‌گیرد. در کنترل نیرو، موقعیت و سرعت این سیستم، از تکنیک‌های منطق فازی<sup>۴</sup> استفاده شده است [۸]. اثبات پایداری کنترل‌کننده فازی در این مقاله ارائه نشده است. همچنین تضمینی برای افزایش نیرو تا بیش از آستانه‌ی تحمل بیمار ارائه نشده است.

کانیهکو اودا و همکاران ربات یک درجه آزادی برای تمرینات ایزوکینتیک دست را با استفاده از ترمز رولوژیکی - مغناطیسی<sup>۵</sup> طراحی نموده‌اند. سیستم ساخته شده توسط آنها، در تست‌های آزمایشگاهی تا سرعت ۹۰۰ درجه بر ثانیه را رهگیری نموده است [۹]. دست‌یابی به این سرعت دورانی بالا مشخصه‌ی اصلی کار آنها است. در تمامی این ربات‌ها از عملگر الکتریکی با نرمی کم و در عین حال قابلیت کنترل آسان استفاده شده است.

تودور و آندره<sup>۶</sup> داکونسکو یک دستگاه توانبخشی CPM ایزوکینتیک را با عملگر ماهیچه نیوماتیک طراحی نموده و ساخته‌اند. آنها یک مکانیزم چهار لینکی طراحی نموده‌اند، که در آن لینک متصل به اندام بیمار به صورت سینوسی در حوالی یک سرعت مشخص، حرکت رفت و برگشت انجام می‌دهد [۱۰]. ربات توانبخشی AKROD فیزیوتراپی فعال زانو را از طریق استهلاک متغیر در مفصل زانو فراهم می‌کند. ظرفیت ایجاد گشتاور مقاوم تنظیم‌شونده از طریق یک ترمز هوشمند سیالاتی، بدست می‌آید. کنترل‌کننده‌های حلقه‌بسته‌ی گشتاور و سرعت با روش کنترل غیرخطی تطبیقی برای آن طراحی و پیاده‌سازی شده است. مزیت کار انجام شده در این مقاله، مقایسه‌ی نتایج کنترل گشتاور و کنترل سرعت با ابزار توانبخشی ایزوکینتیک Biodes است [۱۱]. اگرچه این سیستم برای حالت ثابت مانند مریض طراحی شده، گروه تحقیقاتی در پی توسعه‌ی آن برای حالت راه رفتن بیمار هستند.

استفاده از عملگرهای ارزان قیمت‌تر نظیر ماهیچه‌های نیوماتیکی<sup>۶</sup> می‌تواند هم قیمت نهایی را کاهش داده و هم سیستم را از مزایای عملگرهای نیوماتیک بهره‌مند سازد. عموماً عملگرها از جریان الکتریکی، سیال هیدرولیک و یا فشار نیوماتیک تغذیه می‌شوند. اکثر ابزارهای توانبخشی از عملگرهای الکتریکی استفاده می‌کنند. سهل الوصول بودن انرژی الکتریکی، توان بالا، تنوع و کنترل آسان از دلایل اصلی فراگیر

مورد سنجش قرار داد. همچنین استفاده از ربات در توانبخشی، انجام تمرینات پیچیده و تکرار آنها به دفعات زیاد را به‌خوبی در دسترس قرار می‌دهد. به همین دلیل سرعت بهبود بیماران افزایش می‌یابد؛ مراکز درمانی می‌توانند به بیماران بیشتری سرویس‌دهی نمایند؛ فیزیوتراپیست‌ها نیز از انجام کارهای تکراری و خسته‌کننده رهایی می‌یابند. امروزه متخصصان فیزیوتراپی و رباتیک در دنیا، طراحی و ساخت ربات‌های گوناگون با هدف استفاده در تمرینات توانبخشی را دنبال نموده‌اند. با توجه به اینکه انجام دقیق و باکیفیت تمرینات توانبخشی نقش به‌سزا و حیاتی در روند بهبودی بیماران ایفا می‌کند، کنترل‌کننده‌ی این‌گونه ربات‌ها بایستی بهینه‌ترین عملکرد را داشته باشند. در حال حاضر چندین گروه تحقیقاتی در زمینه‌ی ابزارهای رباتیک توانبخشی فعالیت می‌کنند.

اولین ربات فیزیوتراپی برای انجام تمرینات توانبخشی دست که به موفقیت تجاری نیز رسیده، در دانشگاه MIT با نام MIT-MANUS ساخته شده است. از سال ۱۹۹۵ که هوگان و همکاران این ربات را اختراع نموده‌اند [۳]، تاکنون اصلاحات زیادی توسط سایر محققان دانشگاه MIT روی این ربات انجام شده و قابلیت‌های آن افزایش یافته است [۴]. ساجلیا و همکاران یک ربات توانبخشی مچ پا را با استفاده از عملگرهای مضاعف<sup>۱</sup> طراحی نموده‌اند [۵]. در این سیستم از عملگرهای الکتریکی استفاده شده و برای افزایش نرمی سیستم پیشنهاد شده که از فنر بین پلت‌فرم و عملگرها استفاده شود. این در حالیست که افزودن فنر باعث کاهش پهنای باند شده و عملکرد کنترل‌کننده‌ی طراحی شده را از حالت مطلوب خارج می‌نماید. در زمینه‌ی ربات‌های توانبخشی مچ پا می‌توان به ربات NUVABAT اشاره نمود، که هم در حالت ایستاده‌ی بیمار و هم در حالت عدم تحمل وزن بیمار، می‌تواند تمرینات توانبخشی را به انجام برساند [۶].

از نظر نحوه و میزان فعالیت بیمار در هنگام انجام تمرینات، سه دسته تمرین فیزیوتراپی و توانبخشی وجود دارد. این تمرینات عبارت از تمرینات غیرفعال، تمرینات فعال به همراه کمک به بیمار و تمرینات فعال هستند. تمرینات غیرفعال توسط شخص دیگر (پرستار یا فیزیوتراپیست) و یا توسط ابزارهای تمرین (ابزارهای رباتیک یا CPM) برای بیمار انجام می‌شود. هنگامی که بیمار توانایی‌اش در انجام برخی حرکات فعال افزایش یابد، تمرینات فعال آغاز می‌شود. تمرینات فعال هدفمند و داوطلبانه، توسط خود شخص (بدون کمک دیگران) انجام می‌شود. تمرینات فعال ایزوتونیک، ایزومتریک و ایزوکینتیک هستند.

ایزوکینتیک<sup>۲</sup> نوعی از تمرینات فیزیوتراپی و به معنای انقباض دینامیک عضله در سرعت ثابت است. این نوع انقباض به دلیل اعمال بیشترین نیرو در دامنه وسیعی از حرکت، بهترین روش برای افزایش استقامت و قدرت در عضلات است [۷]. بنابراین برای انجام این حرکات به دستگاهی که قابلیت کنترل همزمان سرعت و نیرو را دارا باشد، نیاز است. در دستگاه‌های متداول، وظیفه کنترل سرعت و نیرو به عهده‌ی یک دینامومتر<sup>۳</sup> ایزوکینتیک است. دینامومتر بر اساس نیرویی که عضلات بیمار به آن وارد می‌کند، به نحوی تغییر مقاومت می‌دهد که

<sup>۴</sup> Fuzzy Logic

<sup>۵</sup> Magneto-Rheological

<sup>۶</sup> Pneumatic Muscle

<sup>۱</sup> Redundant

<sup>۲</sup> Isokinetic

<sup>۳</sup> Dynamometer

نوریپیکو ساگا و همکاران یکی از جدیدترین ابزارهای توانبخشی برای دست را طراحی و کنترل نموده‌اند. آنها به منظور ایمنی، کاهش وزن و انعطاف پذیری از سیلندر نیوماتیک استفاده کرده‌اند. در این مقاله نتایج شبیه‌سازی کاملی ارائه نشده است؛ اما نویسندگان بیان داشته‌اند که بررسی نتایج آزمایشگاهی توانایی ربات در کمک به بیمار برای انجام تمرینات توانبخشی را نشان می‌دهد [۱۵].

در این تحقیق طراحی، ساخت و کنترل یک دستگاه توانبخشی با استفاده از عملگر نیوماتیک به منظور انجام تمرینات ایزوکینتیک ارائه شده است. در ادامه ابتدا روند طراحی و ساخت نمونه آزمایشگاهی دستگاه توانبخشی مدنظر بیان می‌گردد. در مرحله‌ی بعد معادلات حاکم بر عملگر نیوماتیکی و دینامیک کلی سیستم ارائه می‌شود. سپس طراحی کنترل‌کننده، نحوه‌ی پیاده‌سازی و ارزیابی آزمایشگاهی آن ارائه می‌گردد.

## ۲- طراحی و ساخت دستگاه

بدنه اصلی دستگاه با توجه به نمونه اصلی و همچنین بررسی دستگاه‌های بدنسازی موجود که برای تقویت عضله چهار سر ران به کار می‌روند، با استفاده از نرم افزار Solidworks طراحی گردیده است. همانطور که در شکل ۱ مشاهده می‌شود، بازویی برای قرارگیری پای فرد به جهت اعمال نیرو تعبیه شده است. در سمت دیگر آن از یک پولی برای تبدیل حرکت خطی به یک حرکت دورانی استفاده می‌شود. به منظور انتقال حرکت خطی عملگر به حرکت دورانی، از سیم بکسل استفاده شده است. این محور توسط دو عدد یاتاقان بلبرینگ مهار می‌شود. با توجه به نحوه قرارگیری جک و پولی از دو قرقره فلزی، که وظیفه آنها تغییر جهت کابل برای اعمال نیروی عملگر به پولی می‌باشد، بهره برده شده است. با توجه به متفاوت بودن قد افراد، اهمی که محل قرارگیری پا می‌باشد، به صورت متحرک تعبیه شده است. راستای محور این اهرم و پولی باید هم سطح با مفصل زانو بوده و در یک راستا قرار گیرند. برای نشستن فرد بر روی دستگاه به‌منظور انجام حرکت ایزوکینتیک، یک صندلی با تکیه‌گاه قابل تنظیم بر روی آن در نظر گرفته شده است.

از یک عملگر خطی با طول کورس ۳۵۰ میلی‌متر و قطر ۵۲ میلی‌متر ساخت شرکت پارس پنوماتیک استفاده شده است. این عملگر را می‌توان در شکل ۲، در کنار خط‌کش اهمی مشاهده نمود. به منظور تعیین موقعیت عملگر و اندازه‌گیری دامنه حرکتی آن، از یک عدد خط‌کش اهمی ساخت شرکت جفران<sup>۵</sup> با کورس ۴۰۰ میلی‌متر و دقت ۰/۰۵ استفاده شده است. این خط‌کش باید دقیقاً موازی با عملگر نیوماتیکی نصب گردد. برای جلوگیری از آسیب احتمالی، طول کورس حرکتی خط‌کش اهمی از عملگر بیشتر در نظر گرفته شده است. برای کنترل جریان هوا از یک مدل شیر تنظیم فشار تناسبی استفاده شده است. این شیر ساخت شرکت فستو مدل MPPE1/8 است. شیر جریان برق ۴ تا ۲۰ میلی‌آمپر را به فشار ۰ تا ۶ بار تبدیل می‌کند.

بودن اینگونه عملگرها است [۱۲]. در<sup>۱</sup> SEA با اضافه نمودن یک المان الاستیک به حالت سری با عملگر الکتریکی، سعی شده تا امیدانس آن را کاهش داده و ایمنی بیمار را در تعامل با ربات افزایش دهند. مشکل اصلی این کار کاهش پهنای باند و در نتیجه افت محسوس مزیت نسبی عملگرهای الکتریکی است. از طرف دیگر این عملگرها در مقایسه با نیوماتیک سنگین بوده و امیدانس بسیار بالایی برای استفاده در کاربردهای توانبخشی دارند. با این حال سیستم‌های کمتری از عملگرهای نیوماتیک استفاده نموده‌اند.

در عملگرهای هیدرولیک مانند عملگرهای الکتریکی طراحی کنترل‌کننده آسان بوده و عملگر قابلیت تولید نیروهای بالا را داراست. در عین حال جلوگیری از نشت سیال تحت فشار در کاربردهای هیدرولیکی دشوار است. همچنین این عملگرها سنگین بوده و در کاربردهای توانبخشی استفاده از نوع استاندارد آنها دشوار است. بنابراین در تحقیقات گذشته که از انرژی سیال استفاده شده، عملگرهایی مخصوص همان سیستم توانبخشی و با هدف مشخص طراحی شده‌اند. تولید سیال تحت فشار نیز، نیازمند سیستم‌های بزرگ و پر سر و صدا است.

همان‌گونه که در بالا ذکر شد، عملگرهای نیوماتیک سبک‌تر بوده و امیدانس ذاتی کمتری دارند. دشواری طراحی کنترل‌کننده و نیاز به واحد تولید فشار هوا مشکلات اصلی نیوماتیک هستند. با توجه به اینکه ابزارهای توانبخشی عمدتاً در حالت ثابت مورد استفاده قرار می‌گیرند، از نظر واحد تولید فشار هوا در کاربردهای توانبخشی مشکلی وجود نخواهد داشت. بنابراین چالش اصلی در استفاده از عملگرهای نیوماتیک طراحی‌کننده‌ی مناسب برای آنها است. نوع خاصی از عملگرهای نیوماتیک، ماهیچه‌های مصنوعی نیوماتیک هستند؛ که در برخی از ربات‌های اسکلت خارجی و فیزیوتراپی مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. ماهیچه‌های نیوماتیک با توجه به ساختارشان وزن پایینی داشته و در تعامل با بیمار از بالاترین ایمنی برخوردار هستند. دینامیک غیرخطی و کنترل دشوار ماهیچه‌های نیوماتیک، عمده‌ترین مانع توسعه‌ی استفاده از این نوع عملگر در کاربردهای توانبخشی بوده است.

ریچاردسون و همکاران یک ربات توانبخشی نیوماتیک سه درجه آزادی برای توانبخشی اندام فوقانی طراحی نموده‌اند. آنها از روش‌های کنترل PD و کنترل امیدانس استفاده نموده‌اند. ریچاردسون نقش و مزایای عملگر نیوماتیک برای استفاده در ربات‌های فیزیوتراپی را برجسته نموده است [۱۳].

ربات نیوماتیکی چهار درجه‌ی آزادی Pneu-WREX برای تمرینات توانبخشی رباتیک اندام فوقانی طراحی و ساخته شده است. ربات موقعیت دستگیره‌ی متصل به دست و ساعد بیمار را کنترل می‌کند. این ربات در سه جهت حرکت خطی و در یک جهت حرکت دورانی دارد. برای این ربات یک کنترل‌کننده‌ی تطبیقی برای حلقه‌ی داخلی نیرو و حلقه‌ی خارجی موقعیت ارائه شده است. آزمایشات موفقیت کنترل‌کننده در رهگیری سیگنال نیروی مرجع را در حضور و عدم حضور بیمار، نشان می‌دهد [۱۴].

<sup>2</sup> GEFRAN

<sup>1</sup> Series Elastic Actuators

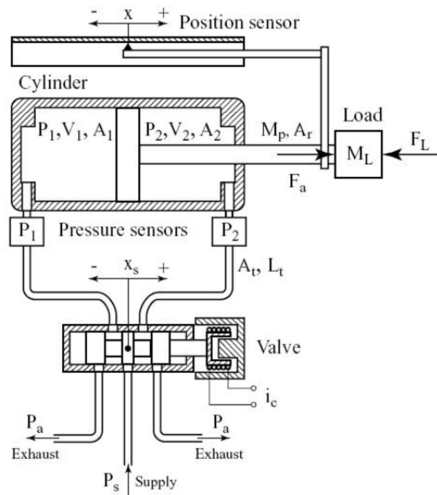
جدول ۱- تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده

مشخصات	سازنده	تجهیزات
سیلندر دو طرفه، کورس ۳۵۰mm قطر پیستون ۲۵mm	پارس پنوماتیک	عملگر نیوماتیک
شیر تنظیم فشار تناسبی MPPE1/8	فستو	شیر
کورس ۴۰۰mm دقت ۰.۰۵mm	جفران	خطکش اهمی
PCLD-8710	ادونتک	کارت واسط
مبدل ولتاژ صفر تا ۱۰ ولت به جریان ۴ تا ۲۰ میلی آمپر	زیگلر	کارت مبدل ولتاژ

در قسمت بعدی به بررسی معادلات سیستم نیوماتیکی مورد استفاده و معادلات دینامیکی به منظور طراحی کنترل کننده پرداخته می شود.

### ۳- معادلات حاکم و کنترل سیستم

در این قسمت ابتدا مدل عملگر نیوماتیکی ارائه گردیده و بعد از آن معادلات دینامیکی حاکم بر سیستم بیان می شود. سپس طراحی سیستم کنترلی و نحوه شبیه سازی آن در نرم افزار ارائه می گردد. شکل ۳ طرحواره یک سیستم سرونیوماتیک را نشان می دهد. معادلات اساسی حاکم بر این سیستم عبارت از معادله حرکت پیستون، دینامیک غیرخطی حاکم بر فشار در محفظه های سیلندر و معادله جریان عبور کننده از شیر هستند. معمولاً از دینامیک شیر نیز در برابر دینامیک کل سیستم صرف نظر می شود.



شکل ۳- طرحواره سیستم شیر و عملگر نیوماتیک

معادله دینامیکی حاکم بر حرکت پیستون و بار که از قانون دوم نیوتن نتیجه می شود:

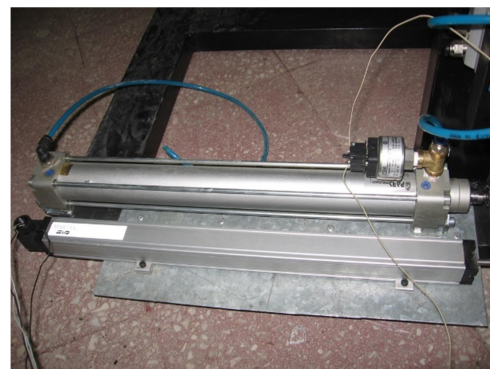
$$(M_L + M_p) \ddot{x} + B\dot{x} + F_f + F_L = P_1 A_1 - P_2 A_2 - P_a A_T \quad (1)$$

برای بدست آوردن دینامیک حاکم بر فشار در محفظه های سیلندر از قانون اول ترمودینامیک داریم:



شکل ۱- نمونه آزمایشگاهی ساخته شده از دستگاه توانبخشی ایزوکینتیک

یک کامپیوتر به عنوان کنترل کننده و یک کارت واسط I/O ساخت شرکت ادونتک<sup>۱</sup> جهت برقراری ارتباط با شیرها و سنسورها مورد استفاده قرار گرفته اند. داده های اندازه گیری شده (خروجی سنسورها) از طریق ورودی های آنالوگ به کامپیوتر ارسال شده و در محیط نرم افزار متلب سیمولینک<sup>۲</sup> پردازش می شوند. همچنین در این محیط، مقادیر مرجع تعیین شده و قوانین کنترلی برنامه نویسی می شوند. بدین ترتیب سیگنال کنترل به صورت نرم افزاری در داخل کامپیوتر ساخته شده و از طریق یک کابل هشت پین به شیر ارسال می شود. لازم به ذکر است برای ارسال فرمان به شیر و اندازه گیری لحظه ای فشار، یک کارت مبدل ولتاژ به جریان نیز بین شیر و کارت نصب گردیده است. این مبدل ولتاژ صفر تا ۱۰ ولت را به جریان ۴ تا ۲۰ میلی آمپر تبدیل می نماید. تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده به صورت خلاصه در جدول ۱ آمده است.



شکل ۲- جک نیوماتیکی مورد استفاده به همراه خطکش اهمی

<sup>1</sup> ADVANTECH  
<sup>2</sup> Matlab/Simulink

$$\dot{m} = \begin{cases} 0.0405 C_d C_A x(t) \frac{P_s}{\sqrt{T}} & \text{if } \frac{P_{out}}{P_s} \leq P_{cr} \\ C_d C_A x(t) \frac{P_s}{\sqrt{T}} \left( \frac{2\gamma}{R(\gamma-1)} \left( \frac{P_{out}}{P_s} \right)^{\frac{2}{\gamma}} - \left( \frac{P_{out}}{P_{sup}} \right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma}} \right)^{1/2} & \text{if } \frac{P_{out}}{P_s} \geq P_{cr} \end{cases} \quad (10)$$

که در آن  $P_{cr}$  نسبت فشار بحرانی و  $C_A$  و  $C_d$  ضرایب ثابت شیر هستند. به ازای نسبت فشارهای کوچکتر از مقدار بحرانی، جریان داخل شیر به جریان خفه‌شده تبدیل می‌شود.

در ادامه دینامیک کلی دستگاه و تعامل نیرویی بین عملگر و بیمار مورد بررسی قرار می‌گیرد. در سیستم تحت بررسی نیروی اعمال شده توسط فرد مصدوم، نیروی محرک بوده و عملگر با ایجاد یک نیروی مقاوم سعی بر کنترل سرعت می‌نماید. همان‌گونه که پیشتر ذکر شد در حرکات ایزوکینتیک، سرعت بایستی در یک محدوده‌ی خاص از پیش تعیین شده ثابت نگه داشته شود.

معادلاتی حرکتی دینامیک خطی و دورانی سیستم به صورت زیر است.

$$\begin{aligned} m\ddot{x} + b\dot{x} + kx &= F \\ I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\theta &= M \end{aligned} \quad (11)$$

در سیستم حاضر با توجه به اینکه از سویی نیروی عضلات به سیستم گشتاور وارد نموده و از سوی دیگر عملگر نیوماتیکی حرکت خطی دارد، هر کدام از معادلات بالا می‌تواند مبنای مدل‌سازی دینامیکی قرار گیرد.

$$\begin{aligned} m\ddot{x} + b\dot{x} + kx &= \pm(F_A - F_h) \\ I\ddot{\theta} + bR^2\dot{\theta} + kR^2\theta &= \pm(M_A - M_h) \end{aligned} \quad (12)$$

لازم به ذکر است در محاسبات، از اصطکاک صرف نظر گردیده و ضریب میرایی را نیز برابر صفر در نظر می‌گیریم.

میان زاویه و موقعیت طولی با توجه به شعاع پولی رابطه‌ی زیر برقرار است:

$$x = R\theta \quad (13)$$

در عملگرها نیرو از ضرب فشار هوای وارد شده به هر سمت آن در سطح مقطع جک ایجاد می‌شود:

$$\pm(F_A) = PA \quad (14)$$

پس برای معادله حرکتی دورانی سیستم داریم:

$$I\ddot{\theta} + kR^2\theta = \pm(F_A R - F_h r) \quad (15)$$

معادلات بالا در حوزه‌ی لاپلاس به صورت زیر در می‌آید:

$$(Is^2 + kR^2)\theta = \pm(F_A(s)R - F_h(s)r) \quad (16)$$

برای تعیین پارامتر ممان اینرسی، قسمت دوار را در نرم افزار Solidworks مدل‌سازی نموده و پارامترهای آن به دقت تعیین شده است. لازم به ذکر است که به دلیل متفاوت بودن قد افراد، محل اعمال نیرو به بازوی دستگاه متغییر است؛ که در اینجا مقادیر بدست آمده برای یک فاصله خاص می‌باشد.

#### ۴- طراحی سیستم کنترلی

همان‌گونه که در ابتدا ذکر شد، هدف دستگاه طراحی شده تامین حرکت ایزوکینتیک به منظور انجام تمرینات توانبخشی است. بنابراین بایستی سرعت حرکت عملگر در طی انجام تمرینات ثابت نگه داشته

$$\dot{Q} + C_p \dot{m} T - \dot{W} = \dot{U} \quad (2)$$

که در آن  $Q$  گرمای تبادل شده از دیواره‌های سیلندر،  $C_p \dot{m} T$  گرمای آنتالپی تبادل شده از طریق انتقال جرم (با فرض دمای یکسان در ورودی سیلندر و داخل محفظه)،  $W$  کار مکانیکی داخل محفظه‌ی سیلندر و  $U$  انرژی داخلی هوای درون محفظه است.

با فرض هوا به عنوان گاز کامل می‌توان از روابط زیر استفاده کرد:

$$\begin{aligned} P &= \rho RT \quad \text{or} \quad P V = RT \\ \begin{cases} C_p - C_v = R \\ \frac{C_p}{C_v} = \gamma \end{cases} &\Rightarrow \begin{cases} C_v = R / (\gamma - 1) \\ C_p = \gamma R (\gamma - 1) \end{cases} \end{aligned} \quad (3)$$

$$\dot{U} = \frac{d}{dt}(m C_v T) = \frac{1}{\gamma - 1} \frac{d}{dt}(P V) = \frac{1}{\gamma - 1} (V \dot{P} + P \dot{V})$$

که در آنها  $R$  و  $\mu$  ضرایب ثابت هستند.

کار مکانیکی در محفظه عبارتست از:

$$\dot{W} = P \dot{V} \quad (4)$$

پس از جایگذاری و ساده‌سازی خواهیم داشت:

$$\frac{\gamma - 1}{\gamma P} \dot{Q} + \frac{1}{\rho} \dot{m} - \dot{V} = \frac{V}{\gamma P} \dot{P} \quad (5)$$

ادامه‌ی بحث منوط به تعیین نوع فرآیند انجام شده در محفظه و در نتیجه میزان انتقال گرما است. اگر فرض کنیم فرآیند فوق به قدری سریع اتفاق می‌افتد که فرصتی برای تبادل گرما نباشد، یعنی فرآیند آدیاباتیک، آنگاه  $\dot{Q} = 0$  و معادله‌ی بالا به صورت رابطه (۶) درمی‌آید:

$$\dot{P} = \gamma \frac{P}{\rho V} \dot{m} - \gamma \frac{P}{V} \dot{V} \quad (6)$$

با استفاده از معادله‌ی حالت گازهای کامل شکل دیگری از معادله‌ی فوق بدست می‌آید:

$$\dot{P} = \gamma \frac{RT}{V} \dot{m} - \gamma \frac{P}{V} \dot{V} \quad (7)$$

از سوی دیگر می‌توان فرض نمود که فرآیند به قدری آهسته انجام می‌شود، که فرصت کافی برای تبادل گرما وجود دارد. به‌گونه‌ای که دمای داخل محفظه تغییر ننموده و به عبارت دیگر فرآیند تک‌دما انجام شده است. در این صورت تغییرات فشار داخل محفظه از رابطه‌ی مشابهی به صورت زیر بدست می‌آید:

$$\dot{P} = \frac{RT}{V} \dot{m} - \frac{P}{V} \dot{V} \quad (8)$$

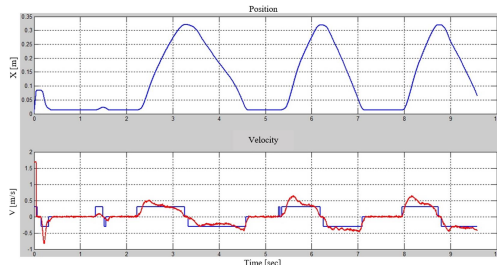
تفاوت معادلات (۱۰) و (۱۱) که به ترتیب برای فرآیندهای آدیاباتیک و تک‌دما بدست آمده‌اند، فقط در یک ضریب گاما می‌باشد. لذا در مقالات پیشنهاد شده که از روابط زیر استفاده شود:

$$\dot{P} = \alpha \frac{RT}{V} \dot{m} - \alpha \frac{P}{V} \dot{V} \quad (9)$$

با توجه به اینکه فرآیند واقعی بین آدیاباتیک و تک‌دما است، معمولاً ضریب  $\alpha$  را بین ۱ و ۱/۴ انتخاب می‌کنند.

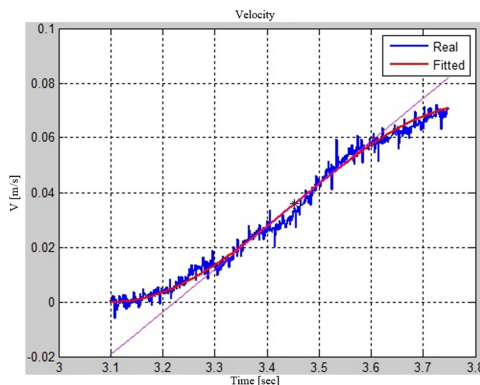
اگرچه مدل‌های مختلفی برای جریان در شیر وجود دارد، متداول‌ترین رابطه‌ای که در اکثر مقالات از آن استفاده شده، رابطه‌ای براساس نظریه حاکم بر اوریفیس به صورت زیر است:





شکل ۶- نمودار سرعت و موقعیت برای مدار حلقه باز فشار ثابت

به منظور تعیین پارامترهای کنترل کننده از روش اول زیگلر و نیکولز، استفاده شده است. ابتدا با استفاده از تست حلقه باز سیستم، نمودار عکس العمل آن برای یک ورودی پله بدست آمده است. مطابق شکل ۷ ابتدا یک منحنی به داده‌های خروجی برازش شده و خط مماس به آن در نقطه‌ی عطف بدست آمده است.



شکل ۷- برازش منحنی روی داده‌های واقعی خروجی سیستم و خط مماس به آن در نقطه‌ی عطف

با استفاده از داده‌های بدست آمده از شکل ۷، مقادیر پیشنهادی برای ضرایب کنترل کننده‌ی PID به صورت زیر است:

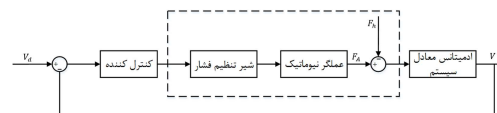
$$\begin{aligned} k_p &= 3 \\ k_I &= 12.49 \\ k_D &= 0.192 \end{aligned} \quad (17)$$

با توجه به اینکه در بازه‌ی حرکت رفت و برگشت پا سه حالت سرعت مثبت، منفی و صفر وجود دارد، بازخورد سرعت بایستی به درستی در سیستم کنترلی تشخیص داده شود. در غیر این صورت بسته به نوع بازخورد انتخابی، در یکی از حرکت‌های رفت یا برگشت سیستم خطا را بیشینه در نظر گرفته و سیستم به اشباع می‌رسد. بنابراین مقدار مثبت برای حرکت رفت، مقدار منفی برای حرکت برگشت در نظر گرفته و مقدار صفر برای حالتی که حرکت نداریم، تعیین شده است. بدین منظور یک زیر سیستم در Simulink تعریف گردید؛ که با توجه به موقعیت عملگر و نحوه‌ی تغییرات آن، نوع حرکت رفت، برگشت یا صفر را تشخیص داده و از بروز خطا جلوگیری نماید. شکل ۸ نحوه‌ی تعیین این زیر سیستم را نشان می‌دهد.

شود. از آنجا که دستگاه در تعامل با انسان است، سرعت دوران پولی با توجه به نیروی وارد شده از طرف بیمار باید ثابت نگه داشته شود. بنابراین با توجه به اینکه نیروی عضله در طی دامنه حرکتی خود تغییر می‌کند، نیروی عملگر بایستی با توجه به سرعت حرکت تغییر نماید. این امر همان ارائه‌ی مقاومت تطبیق یافته است؛ که در دستگاه‌های تجاری متداول توسط دینامومتر ایزوکینتیک تامین می‌شود.

شکل ۴ بلوک دیاگرام کنترلی سیستم شامل عملگر نیوماتیک، شیر و مدل دینامیکی سیستم برای تبدیل حرکت خطی به دورانی و کنترل کننده‌ی پیاده‌سازی شده در کامپیوتر را نشان می‌دهد. برای اندازه‌گیری سرعت حرکت عملگر از مشتق خروجی خط کش اهمی استفاده شده است. خط چین نشان داده شده در شکل ۴ مجموعه‌ی سخت‌افزاری قرار گرفته در حلقه را نشان می‌دهد. بلوک‌های خارج از خط چین مربوط به محاسبات و تنظیمات کامپیوتری است. بنابراین در هر قسمتی از این مقاله که سخن از شبیه‌سازی شده، مربوط به بلوک‌های خارج از خط چین است.

در اندازه‌گیری موقعیت عملگر به دلیل شرایط محیطی و نویز خود سنسور، اثر نویز باعث کاهش محسوس دقت اندازه‌گیری‌ها می‌گردد. به عنوان مثال روشن یا خاموش بودن لامپ مهتابی در آزمایشگاه یا منبع تغذیه مورد استفاده در کیس کامپیوتر باعث ایجاد نویز می‌شد. برای حذف این اثرات سعی شد تا شرایط محیطی کنترل شده و منبع تغذیه کامپیوتر با نمونه‌ی دیگری تعویض شود. همچنین از یک فیلتر برای کاهش اثر نویز در بلوک دیاگرام کنترلی استفاده شده است. نقطه‌ی تنظیم، سرعت مطلوب برای حرکت پای بیمار است که با بازخورد سرعت مقایسه شده و خطای رهگیری تعیین می‌شود. با توجه به اندازه‌ی خطا، فرمان کنترلی مناسب برای شیر، به وسیله‌ی کارت واسط، از کامپیوتر به شیر ارسال می‌شود. نیروی اعمال شده توسط بیمار نیز به صورت اغتشاش نیرو در بلوک دیاگرام کنترلی مدنظر قرار گرفته است.

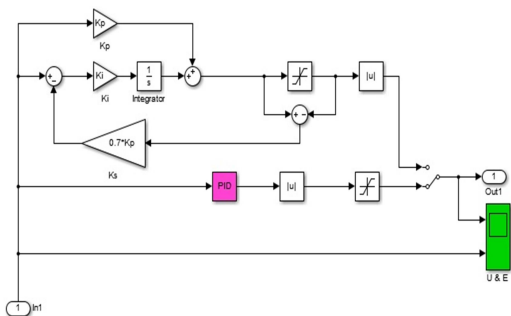


شکل ۴- بلوک دیاگرام کنترلی شامل قسمت شبیه‌سازی و سخت‌افزار در حلقه

برای طراحی کنترل کننده ابتدا یک مدار حلقه باز در MATLAB Simulink ایجاد شده و روی سیستم تست حلقه باز سیستم صورت گرفت. در این حالت عملگر تحت یک نیروی ثابت قرار گرفته و پای انسان نیز بازوی دستگاه را حرکت می‌دهد. در این حالت فشار شیر ۱/۸ بار و نیرو معادل ۹۰ نیوتن اندازه‌گیری گردید. شکل ۶ نمودار تست حلقه‌باز برای موقعیت و سرعت را نشان می‌دهد. از این نمودار تست حلقه باز برای بدست آوردن پارامترهای کنترلی مدارحلقه بسته استفاده شده است.

## ۴-۲- افزودن آنتی ویندآپ<sup>۱</sup> به کنترل کننده

در بسیاری از فرآیندها فرمان کنترل کننده از سقف اشباع بالاتر می رود. از آنجاکه کنترل کننده دارای محدودیت است، در ارزیابی عملی کارایی حلقه‌ی بازخورد از دست می رود. جمله انتگرال گیر کنترل کننده عامل اصلی در اشباع آن است. به خاطر انتگرال، خطا انباشته شده و ممکن است از حد اشباع عبور کند. به این فرآیند جمع شوندگی گفته می شود. برای حل این مشکل از روش آنتی ویندآپ یا جلوگیری از جمع شوندگی<sup>۲</sup> استفاده شده است. برای پیاده سازی تکنیک آنتی ویندآپ روش های گوناگون پیشنهاد گردیده است. در این پژوهش از روش محاسبات بازگشتی<sup>۳</sup> استفاده شده و برای آن زیر سیستم نمایش داده شده در شکل ۹، در MATLAB Simulink تعریف شده است.

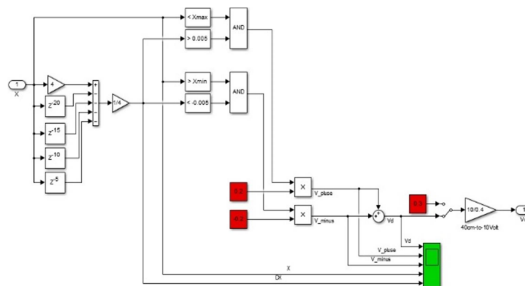


شکل ۹- مدار آنتی ویندآپ

پس از رفع مشکلات یاد شده در طراحی سیستم، کنترل کننده و پیاده سازی عملی آن، در قسمت بعد به ارزیابی عملکرد دستگاه از طریق انجام دو آزمایش شبیه به تمرینات توانبخشی استاندارد پرداخته می شود.

## ۵- ارزیابی عملکرد دستگاه

برای ارزیابی عملکرد دستگاه دو آزمایش طراحی گردید. در طراحی این آزمایش ها سعی شد تا روند انجام تمرینات با دستگاه، به شرایط درمانی در کلینیک های فیزیوتراپی نزدیک باشد. در انجام این آزمایش ها از یکی از دانشجویان که به تازه گی از مصدومیت عضله چهار سر زانو رهایی یافته بود، به عنوان بیمار کمک گرفته شد. قبل از ارائه گزارش روند انجام آزمایش های صورت گرفته و نتایج آنها، لازم است که توضیح مختصری در مورد بازه ی حرکت پا در طی انجام آزمایش ها ارائه شود. در تمرینات ایزوکینتیک که با دستگاه طراحی شده انجام خواهد شد، زاویه ی پا بین صفر تا ۹۰ درجه تغییر می نماید. در زاویه ی صفر پا کاملاً در حالت کشیده قرار دارد و در زاویه ی ۹۰ درجه زانوی بیمار خم شده است. حرکت رفت مورد اشاره در این مقاله، حرکت پا از زاویه ی ۹۰ درجه تا زاویه ی صفر درجه است. این مورد در شکل ۱۰ به خوبی نمایش داده شده است.



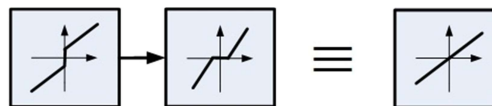
شکل ۸- شبیه سازی شرط برای جلوگیری از بروز خطای فیدبک

## ۴-۱- حذف ناحیه مرده شیر

یکی از مشکلات موجود در انجام ارزیابی های آزمایشگاهی وجود ناحیه مرده در شیر نیوماتیک است. بطور معمول، بازه عملکرد شیرهای تناسبی در محدوده صفر تا ۱۰ ولت می باشد؛ که به ازای تغییرات ورودی شیر بین ۵-۰ ولت، سرعت حرکت جک ها در یک جهت بین صفر تا سرعت حداکثر تغییر می کند. به همین ترتیب به ازای تغییرات ورودی بین ۱۰-۵ ولت، سرعت جک بین صفر تا مقدار حداکثر اما در جهت مخالف تغییر خواهد کرد. به ازای ورودی ۵ ولت شیر بسته و سرعت جک صفر می باشد. مطالب فوق در مورد یک شیر ایده آل خطی صادق می باشد. اما در عمل نقطه صفر شیر (بسته بودن شیر) لزوماً در ۵ ولت نیست و علاوه بر آن یک ناحیه مرده حول نقطه صفر شیر وجود دارد؛ که شیر در این ناحیه همچنان بسته می ماند. این رفتار غیر خطی سبب تضعیف عملکرد کنترلی سیستم می شود. در این تحقیق ناحیه غیرخطی فوق در شیرهای مختلف شناسایی شده و نتایج آن در جدول ۲ ارائه شده است. سپس همانگونه که در شکل ۵ نمایش داده شده، این مشخصه غیرخطی با اعمال تابع معکوس در خروجی کنترل کننده جبران سازی شده است.

جدول ۲- نقطه صفر و باند مرده در شیرهای سرو

مف	باند مرده	صفر
۱	۰/۲۰	۵/۳۷
۲	۰/۲۴	۵/۲۵
۳	۰/۳۶	۵/۴۴
۴	۰/۳۴	۵/۱۳



شکل ۸- جبران سازی باند مرده در شیرهای تناسبی

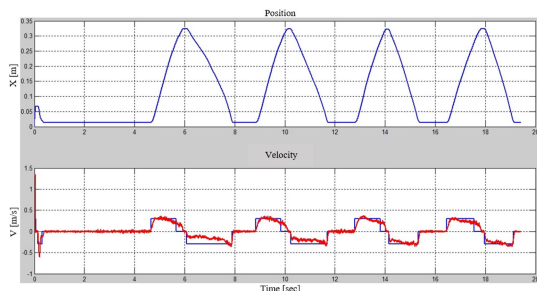
لازم به ذکر است که شیر تناسبی مورد استفاده در سیستم مورد بررسی، در بازه ی ۴ تا ۲۰ میلی آمپر فرمان می گیرد. بنابراین اعداد بین صفر تا ۱۰ ولت با یک انتقال و ضریب ریاضی ساده به این بازه رسانده شده اند.

<sup>1</sup> Anti-windup

<sup>2</sup> windup

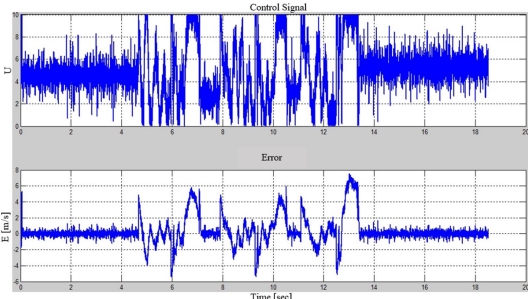
<sup>3</sup> Back Calculation

می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، کنترل‌کننده سرعت حرکت پا در محدوده مطلوبی از سرعت تنظیم شده حفظ نموده است. توجه شود که فقط حرکت رفت دستگاه تحت کنترل قرار گرفته است.



شکل ۱۰- سرعت و موقعیت برای سرعت ۰/۳ متر بر ثانیه (انجام صحیح حرکت تمرینی توسط بیمار)

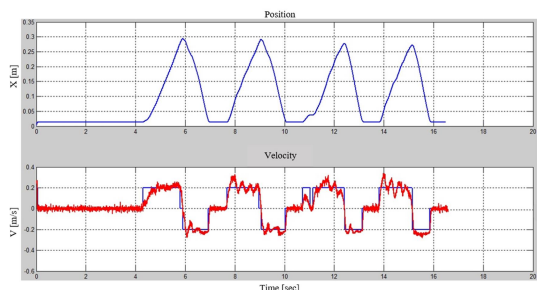
شکل ۱۳ سیگنال فرمان کنترل‌کننده و خطا را نشان می‌دهد. در این شکل دیده می‌شود که اقدامات انجام شده برای جلوگیری از اشباع کنترل‌کننده موفق بوده است. نمودار خطا نیز میزان خطا را در حالت کلی زیر ۶٪ نشان می‌دهد. لازم به ذکر است که محدوده‌ای که در آن تغییرات خطای زیاد دیده می‌شود، مربوط به حرکت برگشت است که در اینجا مورد کنترل قرار نگرفته است.



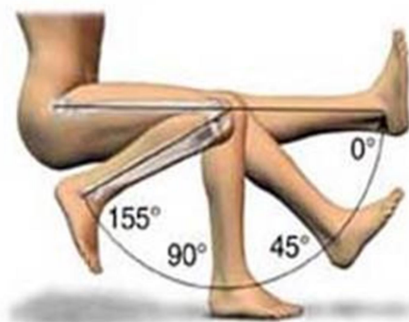
شکل ۱۳- نمودارهای سیگنال کنترلی و میزان خطا در سیستم

### ۲-۵- آزمایش دوم

آزمایش را برای سرعت ۰/۲ متر بر ثانیه تکرار نموده و روند رهگیری سیگنال مرجع سرعت در این سرعت انتخابی مورد بررسی قرار می‌گیرد.



شکل ۱۴- موقعیت و سرعت برای سرعت مطلوب ۰/۲

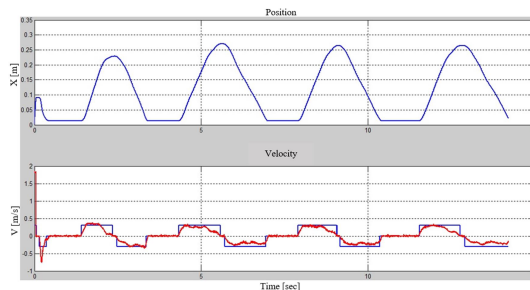


شکل ۱۰- نحوه‌ی تعریف زاویه‌ی پا در طی انجام تمرینات

### ۱-۵- آزمایش اول

در این آزمایش سرعت مطلوب برابر ۰/۳ متر بر ثانیه تعیین گردیده و توانایی کنترل‌کننده در ثابت نگه داشتن سرعت حرکت پای بیمار، در حضور نیروی اعمالی توسط وی، مورد ارزیابی قرار گرفت. این حرکت از نوع قدرتی بوده و تکرار آن برای هر نوبت بین ۴ تا ۸ حرکت است. از آنجا که حرکت رفت از اهمیت بیشتری برخوردار بوده و شرایط مکانیزم انتقالی دستگاه نیز این امر را ایجاب می‌کند، در اینجا مسیر رفت تحت کنترل قرار گرفته است.

در شکل ۱۱ نمودار بالا تغییرات موقعیت در دامنه‌ی در حدود ۳۰ الی ۳۲ سانتی‌متر از کورس عملگر را نشان می‌دهد. نمودار پایین نیز سیگنال مرجع سرعت و عملکرد کنترل‌کننده در رهگیری آن را ارائه می‌نماید. با توجه به نمودار موقعیت، مشاهده می‌شود که عملگر در موقعیت ابتدایی قرار نداشته است؛ بنابراین در ابتدای اجرای برنامه عملگر نیوماتیکی به موقعیت اولیه یا صفر باز می‌گردد. پس از شروع حرکت توسط بیمار، مشاهده می‌شود که در تکرار اول مسیر بطور کامل طی نشده است. در این مرحله بایستی اپراتور به وی متذکر شده که روند حرکتی را بطور کامل انجام دهد؛ تا عضلات بطور کامل منقبض گردد. البته این حالت کم و بیش در طی تمام روند حرکتی دیده می‌شود؛ که ناشی از عملکرد ناقص بیمار است. با این حال از نقطه نظر عملکرد کنترل‌کننده، مشاهده می‌شود که سرعت حرکت در محدوده ۰/۳ متر بر ثانیه پایدار نگه داشته شده است.



شکل ۱۱- موقعیت و سرعت عملگر در سرعت مطلوب ۰/۳ متر بر ثانیه (حرکت تمرینی توسط بیمار به صورت کامل انجام نشده)

با توجه به مشکلات یاد شده، آزمایش با همان شرایط یاد شده تکرار گردید. شکل ۱۲ نمودارهای مربوط به این آزمایش را نشان



- [4] Stein J., Krebs H.I., Frontera W.R., et al., Comparison of two techniques of robot-aided upper limb exercise training after stroke, *American Journal of Physical Medical Rehabilitation* No. 83, pp. 720–728, 2004.
- [5] Saglia J.A., Tsagarakis N.G., Dai J.S., Caldwell D.G., A high-performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation, *International Journal of Robotics Research*, Vol. 28, No. 9, pp. 1216–1227, 2009.
- [6] Ding Y., Sivak M., Weinberg B., et al., NUVABAT: northeastern university virtual ankle and balance trainer, *In Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, pp. 509–514, Waltham, USA, 2010.
- [7] Payton C., Bartlett R., *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise*, The British Association of Sport and Exercise Science Guideline, Routledge, 2007.
- [8] Moughamir, S., Zaytoon J., Manamanni, N., Afilal L., A system approach for control development of lower limbs training machines, *Control Eng. Pract.*, No. 10, pp. 287–299, 2002.
- [9] Oda K., Isozumi S., Ohyama Y., Tamida K., et al., Development of Isokinetic and Iso-contractile Exercise Machine "MEM-MRB" Using MR Brake, *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics Kyoto, Japan*, 2009.
- [10] Deaconescu T., Deaconescu A., Pneumatic Muscle Actuated Isokinetic Equipment for the Rehabilitation of Patients with Disabilities of the Bearing Joints, *Proceedings of IMECS, Hong Kong*, 2009.
- [11] Nikitezuk J., Weinberg B., Canavan P. K., Mavroidis C., Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 15, No. 6, pp. 952–960, 2010.
- [12] Maciejasz P., Eschweiler J., Gerlach K., et al. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation, *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 11, No. 3, 2014.
- [13] Richardson R., Brown M., Bhakta B., Levesley M., Impedance control for a pneumatic robot-based around pole-placement joint space controllers, *Control Engineering Practice*, Vol. 13, pp. 291–303, 2005.
- [14] Wolbrecht E. T., Reinkensmeyer D. J., Bobrow J. E., Pneumatic Control of Robots for Rehabilitation, *The International Journal of Robotics Research*, 2010.
- [15] Saga N., Kirihara K., Design of Upper Limb Assistive Device Using a Pneumatic Cylinder, *Journal of Rehabilitation Robotics*, Vol. 9, pp. 9–18, 2013.

نمودار اول شکل ۱۴ نشان می‌دهد که بیمار در تکمیل کورس حرکت موفق بوده است. مشاهده می‌شود که در این آزمایش سرعت در محدود ۰/۲ در حال نوسان است. با توجه به اینکه در کورس‌های آخر این نوسانات بیشتر می‌شود، این حالت می‌تواند ناشی از خستگی بیمار باشد؛ که در این صورت اثر پذیری بالای کنترل‌کننده از اغتشاش نیروی بیمار را نشان می‌دهد. در غیر این صورت کاهش توانایی کنترل‌کننده در رهگیری سرعت‌های پایین، دلیل این نوسانات خواهد بود.

## ۶- نتیجه‌گیری

در این پژوهش طراحی، ساخت و کنترل یک نمونه‌ی آزمایشگاهی از دستگاهی برای انجام تمرینات توانبخشی ایزوکینتیک، که در آن سرعت حرکت عضو ثابت باقی می‌ماند، مورد بررسی قرار گرفت. ابتدا ساختار دستگاه طراحی شده و اجزای مورد استفاده در آن تشریح گردیده و سپس مدل نیوماتیکی عملگر و مدل دینامیکی حرکت دستگاه ارائه شد. به منظور تامین مقاومت تطبیق‌یافته با نیروی اعمالی بیمار، توسط عملگر نیوماتیک، یک کنترل‌کننده‌ی PID طراحی و روی سیستم آزمایشگاهی ساخته شده پیاده گردید. در این مسیر چند مورد از مشکلات پیاده سازی عملی کنترل‌کننده و راه فائق آمدن بر آنها مورد اشاره قرار گرفت. نتایج ارزیابی آزمایشگاهی نشان می‌دهد که کنترل‌کننده‌ی طراحی شده می‌تواند سرعت حرکت عضو بیمار را در طی انقباض عضله در محدوده‌ی قابل قبول ثابت نگه دارد. به بیان دیگر در صورتی که بیمار نیروی لازم را برای حرکت در سرعت از پیش تعیین شده اعمال کند، عملگر نیوماتیک از طریق کنترل‌کننده‌ی طراحی شده توانسته مقاومت مورد نیاز برای جلوگیری از افزایش سرعت را تامین نماید. از آنجاکه دستگاه مورد اشاره اولین نمونه‌ی آزمایشگاهی ساخته شده از دستگاه توانبخشی ایزوکینتیک است؛ با توجه به نتایج و تجربیات این پژوهش و به منظور افزایش کارایی جهت انجام تست‌های آزمایشگاهی و همچنین نزدیک شدن آن به محصول نهایی پیشنهادات زیر، برای تحقیقات بعدی در این زمینه ارائه می‌گردد:

- ۱- طراحی مکانیزیم انتقالی آنتاگونیستیک برای تامین حرکت رفت و برگشت پا و کنترل همزمان این دو حرکت
- ۲- طراحی کنترل‌کننده‌ی تطبیقی برای سیستم با توجه به نقش پر رنگ نیروی اعمال شده توسط بیمار
- ۳- استفاده از ماهیچه‌های نیوماتیکی به جای سیلندر نیوماتیک به منظور دستیابی به رفتار نرم‌تر عملگر در تعامل با عضو آسیب‌دیده‌ی بیمار

## ۷- مراجع

- [1] Mozaffarian D., Benjamin E.J., Go A.S., et al., *Heart disease and stroke statistics 2015 update: a report from the American Heart Association*, e29-322, 2015.
- [2] Johnell O., Kanis J.A., *An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures*, *Osteoporosis International*, Vol. 17, No. 12, pp 1726-1733, December 2006.
- [3] Hogan H., Frebs H.I., Sharon A., Charnnarong 1. *US Patent 5466213*, November 1995.