

طراحی کنترل‌گر و شناساگر هوشمند تطبیقی عصبی برای دستگاه ابتکاری توانبخشی زانو

علیرضا منجمی لاهیجانی (دانشجوی کارشناسی ارشد)

محمد رضا حائری یزدی* (استاد)

امیررضا بابا احمدی (دانشجوی کارشناسی ارشد)

دانشکده مهندسی مکانیک، پردیس دانشکده‌های فنی دانشگاه تهران

مهندسی مکانیک شریف، پاییز ۱۴۰۱
دوره ۳، شماره ۲، ص. ۸۳-۸۴ (نژدهشی)

از دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال که معمولاً دستگاه‌های «CPM»^۱ نامیده می‌شوند، برای حفظ و بازگرداندن دامنه‌ی حرکتی مفاصل استفاده می‌شود. گرچه سال‌هاست که از این دستگاه در توانبخشی مفاصل به خصوص زانو استفاده می‌شود، اما تحقیقات جدید ارزش درمانگاهی این دستگاه را ناچیز برآورد کرده و توصیه به توسعه‌ی قابلیت‌های آن کرده است. به همین دلیل دستگاهی ابتکاری با قابلیت‌های گسترده به منظور توانبخشی زانو طراحی شده است که در این نوشتار یک سیستم کنترلی برای آن ارائه می‌شود. از جمله مهمترین نتایج ارائه شده می‌توان به طراحی شناساگر و کنترل‌گر هوشمند تطبیقی برای این سیستم اشاره کرد. هدف از طراحی شناساگر هوشمند، ایجاد یک مدل تقریبی برای تخمین نقطه‌ی کار برخط (آنلاین) سیستم است که در اختیار کنترل‌گر تناسبی - مشتقی - انتگرالی^۲ هوشمند تطبیقی قرار می‌گیرد تا ضرایب خود را بسته به وضعیت سامانه‌ی تحت کنترل به روزرسانی کند.

alireza.mona.jjemi@ut.ac.ir
myazdi@ut.ac.ir
babaahmadi.amir@ut.ac.ir

واژگان کلیدی: توانبخشی، زانو، حرکت مداوم غیرفعال، مفصل، شناساگر.

۱. مقدمه

«CPM» خوانده می‌شوند، برای حفظ و بازگرداندن دامنه‌ی حرکتی مفاصل مورد استفاده قرار می‌گیرند. «CPM» به عنوان یک ماشین ایجاد حرکت با قابلیت برنامه‌ریزی دقیق، از طریق تحریک ترمیم بافت‌های مفصلی، گردش مایع مفصلی و کاستن از ورم^۵ منطقه‌ی، بهبودی را افزایش می‌دهد. همچنین «CPM» از چسبندگی، خشکی مفاصل، کوتاهی و تخریب غضروف‌های مفصلی جلوگیری می‌کند. این وسیله کم‌نقص‌ترین دستگاه توانبخشی پس از عمل، به خصوص برای بعد از عمل زانو یا تعویض مفصل زانو^۶ یا ترمیم رباط‌ها در این منطقه بوده است. پذیرش این روش برای مفصل زانو این انگیزه را ایجاد کرد تا از «CPM» برای توانبخشی سایر مفاصل تحمل‌کننده‌ی وزن نیز استفاده شود. از دهه‌ی ۷۰ میلادی تاکنون بیش از ۱۳ نوع «CPM» برای توانبخشی مفاصل مختلف بدن ساخته شده و هم‌اکنون این دستگاه برای مفاصل لگن، زانو، مچ پا، شانه، آرنج و مچ دست نیز موجود است. مفصل آسیب‌دیده به طور مداوم و برای مدت زمانی مشخص (تا ۲۴ ساعت در روز) در راستای حرکتی تعیین شده و بدون کمک خود بیمار، توسط دستگاه حرکت داده می‌شود.

دستگاه «CPM» وسیله‌ی کم‌نقص و مورد اطمینان است اما همان‌طور که از نام آن پیداست، برای دوره‌ی اول درمانی یعنی بازبازی بازه‌ی حرکتی یا حرکات غیرفعال طراحی شده است. این دستگاه‌ها تنها برای یک هدف کاملاً مشخص طراحی شده و کاربرد دارند. دستگاه‌های «CPM» متداول، حتی نمونه‌های خارجی با قیمت

آسیب‌دیدگی مفصل زانو یکی از شایع‌ترین آسیب‌های مفصلی به خصوص در سبک زندگی شرقی است. در بسیاری از این آسیب‌ها به طور طبیعی یا بر اثر عمل‌های ترمیمی، بافت همبند پشتیبان مفصل زانو نیز دچار آسیب یا پارگی می‌شود. از آنجا که این بافت‌ها به شکل موازی قرار گرفته‌اند، بی‌حرکتی ساختار و عملکرد آن‌ها را در طی ترمیم به شدت تحت تأثیر قرار می‌دهد و این اجزا به شکل تصادفی و در جهات مختلف قرار می‌گیرند و پدیده‌ی به نام ضربدری شدن ایجاد می‌شود. این پدیده به تشکیل چسبندگی در بافت نرم، خشکی و در نهایت محدودیت دامنه‌ی حرکات می‌انجامد. از همین رو، برای اکثر بیمارانی که مورد جراحی در ناحیه‌ی مفصل قرار گرفته یا به هر نحوی دچار آسیب بافت همبند در این ناحیه شده‌اند، برای بازبازی کارکرد حرکتی بافت و مفصل نیاز به طی دو دوره‌ی درمانی وجود دارد: دوره‌ی درمانی بازبازی بازه حرکتی، و دوره‌ی درمانی بازبازی قدرت حرکتی. دوره‌ی درمانی اول شامل توانبخشی مفاصل با استفاده از حرکات غیرفعال^۳ به منظور بازگرداندن تحرک مفصل، حفظ دامنه‌ی حرکتی^۴ و انعطاف‌پذیری مفصل است.

حرکات غیرفعال می‌تواند توسط یک فیزیوتراپ یا توسط دستگاه «CPM» (تصویر ۱) انجام شود. دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال که معمولاً با نام دستگاه‌های

* نویسنده مسئول

تاریخ: دریافت ۱۳/۰۶/۱۴۰۰، اصلاحیه ۲۱/۰۲/۱۴۰۱، پذیرش ۳۱/۰۲/۱۴۰۱.

DOI: 10.24200/J40.22022.58757.1614



تصویر ۱. نمایی از یک دستگاه CPM متداول و نحوه کاربری آن [۲].

۵. ارتباط با بیمار و داشتن بازخورد^۹ از عملکرد بیمار؛
۶. انعطاف و تغییر خودکار در روند حرکت برنامه ریزی شده، با توجه به عملکرد بیمار؛
۷. کاهش نیاز به حضور و نظارت مستقیم پزشک در مراحل توان بخشی؛
۸. قابلیت استفاده به صورت خانگی و شخصی برای بیمارانی با سن بالا و شرایط جسمی نامساعد؛
۹. کمترین نیاز به درگیری سایر قسمت های بدن و فشار به سایر قسمت ها در استفاده از دستگاه؛
۱۰. کاربرد به صورت خوابیده و نشسته (با توجه به شرایط جسمانی و روند پیشرفت بهبودی بیمار)؛
۱۱. کاهش هزینه ی تمام شده تا حد امکان؛

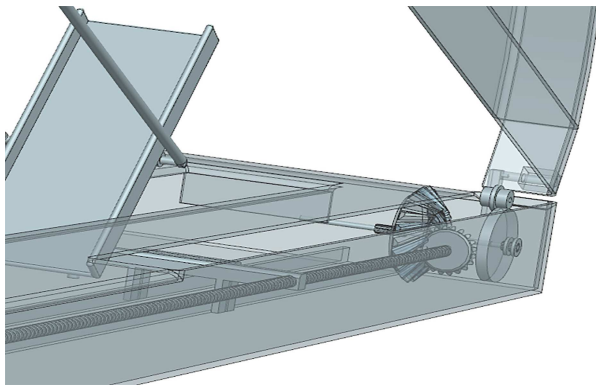
۱۲. استفاده از ساده ترین سازوکارها و کمترین قطعات ممکن.

در کارهای انجام شده در این حوزه، عمده ی فعالیت ها به توسعه ی دستگاه های حرکت غیرفعال اختصاص داشته که تفاوت آن ها با نمونه های مشابه پیش از خود عمدتاً در افزایش بازه ی حرکتی و حداکثر نیروی قابل تحمل بوده است. تنها یک نمونه از این وسایل، با قابلیت کاربرد همزمان در حرکات فعال و غیرفعال ساخته شده که قیمت آن بسیار بالاست.^[۴] علاوه بر آن، این دستگاه به شکل دستگاه های حرکت غیرفعال متداول طراحی شده و به همین دلیل کاربرد دیگری نداشته است؛ همین موضوع شدیداً توجیه اقتصادی آن را کاهش می دهد. آکدوگان و همکاران یک صندلی روباتیک هوشمند را بر اساس روش سیستم های خبره برای توان بخشی زانوی بیمار طراحی کردند.^[۴] گلگونه و همکاران دستگاه «CPM» با طرح متداول طراحی کردند که رابط کاربری ساده و قابل ارتباط با گوشی های اندروید بر آن نصب شده است.^[۵] رجستری و همکاران در پژوهشی به بهینه سازی سازوکار بر اساس کمترین توان لازم موتور دستگاه پرداختند.^[۶] روپالی^{۱۰} و همکاران در سال ۲۰۱۵ در پژوهشی بیان کردند شواهد متناقض در مورد استفاده از حرکت منفعل مداوم CPM بعد از جراحی تعویض مفصل زانو، باعث ایجاد اختلاف نظرهای اساسی شده است. در مجموع ۱۰۹ بیمار به طور تصادفی به دو گروه دریافت و عدم دریافت CPM پس از جراحی تعویض مفصل زانو تقسیم شدند. همه ی بیماران پروتکل فیزیوتراپی یکسان (۳ جلسه در روز) دریافت کردند و تنها تفاوت بین این دو گروه CPM بود. هر دو گروه در مدت ۶ هفته، ۱۱۵ درجه و در مدت ۳ ماه ۱۲۰ درجه خم در مفصل زانو را بدون تفاوت معناداری تجربه کردند. طبق این تحقیق در نهایت استفاده از CPM هیچ مزایای بالینی در رابطه با دامنه ی حرکتی فعال^{۱۱} نداشته است.^[۷] شولز و همکاران از آلمان، در مطالعه یی (سال ۲۰۱۸)^{۲۰} تفاوت میزان بهبودی بیماران پس از عمل جراحی تعویض مفصل زانو را با استفاده از حرکت مداوم غیرفعال (CPM) و حرکت کنترل شده ی فعال^{۱۲} بررسی کردند. در این تحقیق، ۵۰ بیمار مورد مطالعه قرار گرفتند و برای نیمی از آن ها استفاده از دستگاه CPM و برای نیمی دیگر استفاده از حرکت کنترل شده ی فعال، بعد از عمل جراحی تصویب شد. هر دو گروه، علاوه بر استفاده از دستگاه، تحت درمان با تمرینات متداول فیزیوتراپی نیز قرار گرفتند. نتیجه ی این تحقیق نشان داد که روند بهبودی گروهی که از حرکت کنترل شده ی فعال استفاده کردند، به میزان قابل توجهی بهتر بود.^[۸] دومنت روباک^{۱۳} و روبرت راینر^{۱۴} در سال ۲۰۱۵ در یک بررسی مروری راهکارهای کنترلی در ربات های توان بخشی زانو را مورد مطالعه قرار دادند. در این نوشتار اشاره شده که استفاده از هوش مصنوعی و ترکیب روش های کنترلی می تواند خودتکایی را در ربات های توان بخشی ایجاد کند که باعث تحولی شگرف در سطح و حجم کاربردهای آن خواهد شد. طبق این مقاله، در

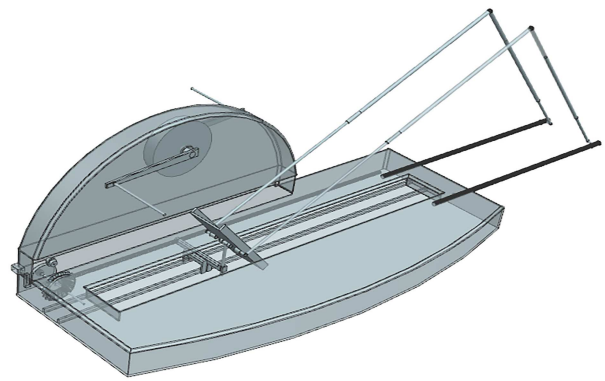
بسیار بالا، قابلیت نقش آفرینی در دوره ی بعدی درمان یعنی بازیابی قدرت حرکتی و حرکات فعال را ندارند و این بخش از درمان معمولاً به کمک فیزیوتراپ و دستگاه های دیگری مثل دوچرخه های ثابت انجام می گیرد. این در حالی است که علیرغم سال ها سابقه ی استفاده از این دستگاه، هاروی^۷ و همکاران در مؤسسه ی بین المللی کاکرین^۸ که یکی از بزرگترین مؤسسات دنیا در حوزه ی تصمیم گیری سلامت با ده ها هزار عضو در ۱۳۰ کشور جهان منجمله ایران است، در گزارشی ۱۲۵ صفحه یی، با استناد به اطلاعات گردآوری شده در ۲۴ مطالعه شامل ۱۴۴۵ شرکت کننده، اعلام داشتند که دستگاه «CPM» معمولی، فاقد ارزش درمانگاهی است. این گزارش نشان می دهد که گرچه استفاده از «CPM» بهبود ناچیزی در درد، بازه ی حرکتی و کیفیت زندگی ایجاد کرده ولی عملکرد و کارایی کلی زانوی بیمار را که مجموعه یی از فاکتورهای متعدد مشخص شده در این گزارش است تا حدی کاهش می دهد. در این گزارش، توصیه شده که برای اثربخشی دستگاه های «CPM» حالتی علاوه بر حالت حرکت غیرفعال، به دستگاه افزوده شود.^[۱]

در حال حاضر برای درمان کامل افراد مبتلا به مشکلات گفته شده، نیاز به چند نوع دستگاه مختلف یا درمان ترکیبی توسط دستگاه و فیزیوتراپ است. یکی از اصلی ترین مشکلات ناشی از این مسئله، تحمیل هزینه های سنگین تر به درمانگاه های فیزیوتراپی و بیمارستان هاست. همین امر موجب می شود بخصوص در مراکز تازه تأسیس یا مراکز فیزیوتراپی در نقاط محروم تر، کامل شدن فرایند درمان با مشکلاتی مواجه شده یا ممکن نباشد. علاوه بر این باید در نظر داشت بیشتر بیمارانی که نیاز به طی کردن این مراحل درمان پیدا می کنند، افرادی مسن هستند که به علت کهولت دچار آسیب شده یا نیازمند جراحی هایی از قبیل جراحی تعویض مفصل زانو شدند. برای این افراد، مراجعه به درمانگاه ها برای تکمیل دوره ی درمان یا حتی مراجعه ی هرروزه به یک درمانگاه، برای درمان توسط شخص فیزیوتراپ یا دستگاهی که نیازمند نظارت حضوری فیزیوتراپ باشد امری مشکل است و هزینه های جسمانی و مادی دیگری را تحمیل می کند. با توجه به ملزومات ذکر شده و اولویت های اقتصادی، چشم انداز نگارندگان در نهایت، ارائه ی طرحی است با این اهداف:

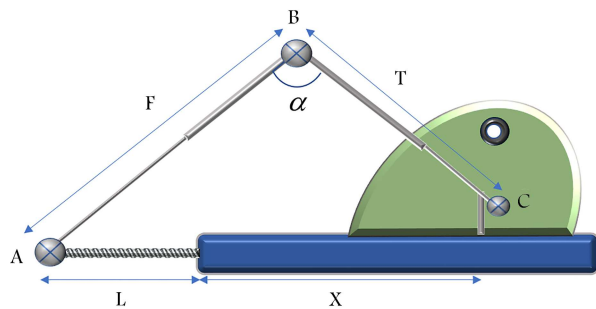
۱. انجام هر دو مرحله ی اشاره شده ی توان بخشی مفصل به صورت کامل در یک دستگاه؛
۲. جامعیت کاربرد (حتی الامکان) برای افزایش توجیه اقتصادی؛ به عنوان مثال داشتن امکان کاربرد به عنوان وسیله ی طب ورزشی برای تمرین و تقویت عضلات؛
۳. قابلیت برنامه ریزی و زمان بندی دوره های عملکردی؛
۴. ذخیره ی روند درمان و ارائه ی روند پیشرفت برنامه ی تمرینی به بیمار و پزشک؛



تصویر ۲. نمای کلی دستگاه.



تصویر ۳. نمایی از دستگاه، در حالتی که دوچرخه‌ی ثابت، آماده‌ی جدا شدن از مابقی سیستم است.



تصویر ۴. نمایی از سازوکار (هدف، کنترل سرعت زاویه‌ی α) است.

دستگاه «CPM» شرح داده شده و در مورد بخش دوچرخه ثابت، به همین نکته اکتفا شده که از یک کنترل‌گر تناسبی - مشتقی - انتگرالی^{۱۶} ساده استفاده شده است.

۲.۲. سازوکار

در حالت نخست (استفاده در حالت CPM)، پیکربندی سیستم طبق تصویر ۴ است. طول F منطبق بر طول ران بیمار و طول T نیز منطبق بر طول ساق پای بیمار قابل تنظیم است. طول L نیز برای انطباق بیشتر با اندام بیمار قابل تنظیم در نظر گرفته شده است. زانوی بیمار به وسیله‌ی بست‌هایی، نسبت به رابط^{۱۷} های سازوکار ثابت نگه داشته می‌شود. α منطبق بر زاویه‌ی زانوی بیمار است که با کنترل طول X ، کنترل خواهد شد.

تغییر طول X ، ناشی از تبدیل حرکت دورانی یک موتور 40° وات به حرکت خطی، به وسیله‌ی یک مفصل پاوراسکرو^{۱۸} است. با توجه به خاصیت خوددقفل‌شوندگی مفصل پاوراسکرو، تمام نیروها و گشتاورهای وارد بر سازه که قرار است در نهایت در حرکت موتور متصل به مفصل پاوراسکرو نقش پیدا کنند، خود را به شکل نیروی محوری وارد به مفصل نشان می‌دهند (که مقدار بیشینه‌ی آن برابر با 35° نیوتن در نظر گرفته شده است).

۳.۲. سخت‌افزار کنترل‌گر

یکی از اصلی‌ترین اهداف طراحی این سیستم، قابلیت ایجاد تعامل بین دستگاه و بیمار بوده است. این تعامل در درجات مختلف مستلزم در اختیار داشتن خروجی‌های کمی از عملکرد بیمار، در عین استفاده از دستگاه، جهت تکامل سیستم کنترلی

حال حاضر روش‌های کنترل کمکی، به‌ویژه کنترل امپدانس، اصلی‌ترین روش به کار گرفته شده در کنترل ربات‌های توانبخشی است. کارایی کامل این ربات‌ها بخصوص برای طی کردن یک دوره‌ی کامل توانبخشی، مستلزم ادغام روش‌های کنترلی برای پوشش بهینه‌ی مراحل مختلف توانبخشی است. همچنین نویسندگان اشاره کردند که روش‌های کنترلی پیشرفته‌ی افزودن خطا، می‌تواند باعث تطبیق‌پذیری ربات بر اساس واکنش‌های فیزیولوژیکی بیمار شود.^[۹]

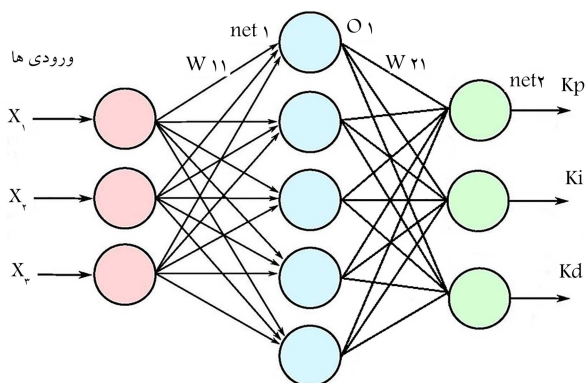
طراحی سیستم کنترلی آن در این پژوهش ارائه شده، می‌کوشد ابزاری باشد که با در نظر قرار دادن ۱۲ هدف اشاره شده، در عین تحت پوشش قرار دادن تمام دوره‌ی درمانی توانبخشی، با ساده‌سازی، کاهش هزینه، چندمنظوره بودن و قابلیت استفاده در خانه، توجیه اقتصادی کافی برای ورود به بازار را داشته باشد. با توجه به محدودیت صفحات و گستردگی موضوع، جزئیات طراحی اجرا و بهینه‌سازی‌های دینامیکی، در نوشتاری دیگر ارائه شده است و از شرح آن در این جا اجتناب شده است.

۲. طراحی و روش‌ها

۱.۲. ساختار

با تحقیقات میدانی صورت گرفته در مراکز توانبخشی، درمانگاه‌های فیزیوتراپی و بخش فیزیوتراپی بیمارستان‌ها و به خصوص با توجه به بند ۱ اهداف پژوهش، این نتیجه حاصل شد که طراحی مفهومی دستگاه، باید طراحی ارائه دهد که با یک بدنه و یک نیروی محرکه، هم بتواند نقش دستگاه‌های CPM متداول (البته با افزودن قابلیت حرکات فعال) را ایفا کند و هم نقش یک پدال تمرینی فعال^{۱۵} را با قابلیت حفظ سرعت ثابت، برای بازبانی قدرت و تعادل حرکتی بیمار از ناحیه‌ی مفصل، بیمار از آسیب‌دیده از ناحیه‌ی سیستم عصبی و ورزشکاران آسیب دیده داشته باشد. در تصویر ۲، ساختار دستگاه نشان داده شده است. سیستم انتقال نیرو و جعبه‌دنده که وظیفه‌ی دریافت نیرو و تغییر حالت کار دستگاه را بر عهده دارد در منتهی‌الیه سمت چپ تصویر مشاهده می‌شود. نیرو از این قسمت، با کمک تسمه به پلی دوچرخه ثابت انتقال داده می‌شود اما این تسمه در تصویر ۲ ترسیم نشده است.

در تصویر ۳ نمایی از دستگاه، در حالتی که محفظه‌ی دوچرخه‌ی ثابت حول لولای محل اتصال خود چرخیده و آماده‌ی جداسازی از مابقی سیستم است، نشان داده شده است. علیرغم وجود یک نیروی محرکه، دو قسمت از یکدیگر جدا بوده و توانایی عملکرد و کنترل به‌صورت مستقل را دارند. در این مقاله نیز، کنترل قسمت



شکل ۱. معماری شبکه عصبی طراحی شده برای تنظیم ضرایب کنترلر PID.

سیستم را تخمین بزنند و سپس، بر اساس نتایج حاصله، پارامترهای کنترلر را تنظیم و به‌روزرسانی کنند. به این روش، الگوریتم خودتنظیم شونده PID گفته می‌شود.

در کنترلر خودتنظیم شونده، پارامترها (ضرایب) بر اساس تجزیه و تحلیل خودکار فرایند تحت کنترل تنظیم می‌شوند. عمل آنالیز و بررسی رفتار فرایند بر اساس داده‌های موجود از آن فرایند یا اطلاعات به‌دست آمده از اپراتور ماهر منجر به ایجاد یک مدل تقریب زده شده از سیستم می‌شود.

برای کنترل سامانه^{۲۱}ی مزبور در این مقاله، از دو بلوک شبکه عصبی استفاده می‌شود. شبکه‌ی عصبی شناساگر موازی با سیستم طراحی شده و برای شناسایی سامانه‌ی تحت کنترل و محاسبه زاویه بین استفاده می‌شود. شبکه عصبی دوم، به منظور تنظیم ضرایب کنترلر PID طراحی شده و از خروجی سیستم در لحظه (ولحظت) قبل یعنی $y_p(k-1)$ ، خطای سیستم یعنی $e_c(k-1) = y_d(k-1) - y_p(k-1)$ و خروجی مطلوب $y_d(k-1)$ به‌عنوان ورودی استفاده می‌کند. هدف اصلی کمینه‌سازی خطای $e_c(k) = y_d(k) - y_p(k)$ است. این شبکه‌ی عصبی به تعداد ضرایب کنترلر PID خروجی تولید می‌کند، در واقع تعداد نورون‌های خروجی آن برابر با ۳ است (شکل ۱).

سیگنال کنترلی مطابق رابطه‌ی ۱ محاسبه می‌شود:

$$u(k) = k_p(k)e_p(k) + k_i(k)e_i(k) + k_d(k)e_d(k) \quad (1)$$

پرسپترون چندلایه، به کمک روش پس‌انتشار^{۲۲} و گرادینان نزولی^{۲۳} وزن‌های خود را تنظیم می‌کند.

ورودی‌های شبکه‌ی عصبی به کار رفته عبارت‌اند از:

ورودی ۱، x_1 ، معادل خطای بین مقدار مرجع و خروجی سیستم است؛

ورودی ۲، x_2 ، معادل انتگرال خطای بین مقدار مرجع و خروجی سیستم است؛

ورودی ۳، x_3 ، معادل مشتق خطای بین مقدار مرجع و خروجی سیستم است.

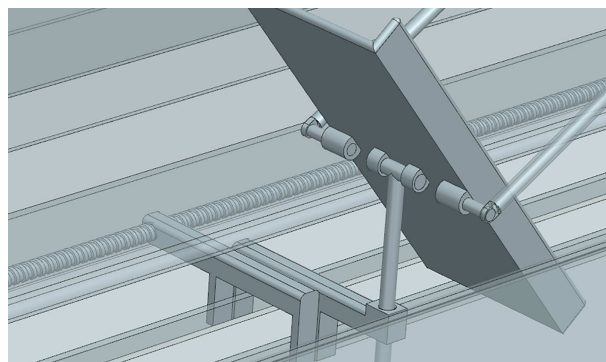
خروجی‌های شبکه‌ی عصبی مذکور نیز عبارت‌اند از:

خروجی Kp : ضریب تناسبی مربوط به کنترلر PID؛

خروجی Ki : ضریب قسمت انتگرالی مربوط به کنترلر PID؛

خروجی Kd : ضریب قسمت مشتق مربوط به کنترلر PID.

وزن‌های لایه‌ی اول را w_1 و وزن‌های لایه‌ی دوم را w_2 می‌نامند. دو تابع فعال‌ساز نیز به‌صورت سیگموئید^{۲۴} دوقطبی، یعنی $(\frac{1-e^{-x}}{1+e^{-x}})$ ، در نظر گرفته می‌شود. خروجی لایه‌ی اول به‌صورت ضرب ماتریس ورودی در وزن‌های لایه‌ی نخست به‌صورت رابطه



تصویر ۵. سازه‌ی برای سنجش نیروی افقی وارده از سوی بیمار.

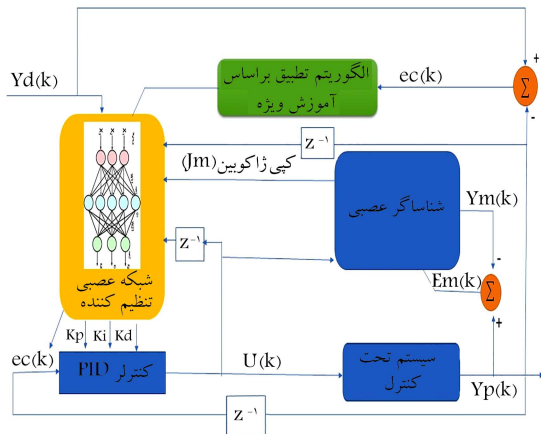
حلقه بسته است. وجود یک اینکودر^{۲۵} به‌منظور سنجش زاویه و سرعت زاویه‌ی که با قرار گرفتن در محل متناظر با مفصل زانوی بیمار، مطابقت زاویه و سرعت زاویه‌ی را با برنامه‌ی ارائه شده از طرف درمان‌گر مورد سنجش قرار دهد، از ملزومات اولیه‌ی کنترل حلقه بسته‌ی این دستگاه است. اما علاوه بر آن، برای به دست آوردن یک خروجی کمی از عملکرد بیمار، سازه‌ی برای اندازه‌گیری نیروی افقی وارد شده از طرف بیمار بر دستگاه، طراحی شده که در تصویر ۵ نمایش داده شده است.

با این طراحی، نیرو مستقیماً از طریق مفصل پاوراسکرو به تکیه‌گاه پای بیمار منتقل نخواهد شد. بلکه از طریق سازوکار فشار و کشش بین دو سازه‌ی به نمایش درآمده در تصویر ۵ منتقل خواهد شد و به وسیله‌ی نیروسنج بین این دو سازه نیز، قابل اندازه‌گیری خواهد بود. از زاویه و سرعت زاویه‌ی مفصل زانو و نیروی افقی که سازوکار استخراج آن ذکر شد، در کنترل این دستگاه استفاده شده است.

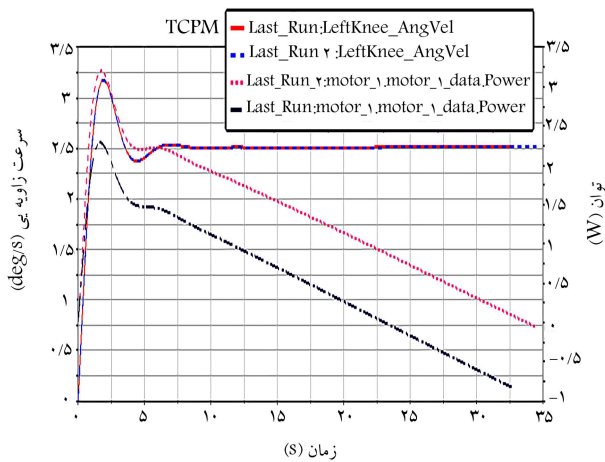
در واقع یک سیستم خیره^{۲۶} با استفاده از این نیرو و دانشی که به تشخیص درمان‌گر اعمال می‌شود، خروجی مطلوب زاویه و سرعت زاویه‌ی را تعیین می‌کند، سپس شناساگر هوشمند و کنترلر PID - عصبی، موتور را برای رسیدن به خروجی تعیین شده کنترل می‌کند.

۴.۲. ساختار و منطق شناساگر و کنترلر هوشمند

امروزه در صنعت، کنترلر PID به علت سادگی در طراحی و توانایی بالا به‌طور گسترده‌ی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در اغلب مواقع، تنظیم ضرایب کنترلر به افراد خیره و ماهر سپرده می‌شود. هنگامی‌که فرایند تأخیر داشته باشد یا آهسته صورت بگیرد، تنظیم ضرایب کنترلر PID بسیار دشوار و زمان‌بر خواهد بود. چنانچه سیستم پس از تنظیم ضرایب، تحت تأثیر عوامل غیرخطی یا عوامل دیگری نظیر اغتشاش قرار بگیرد، عملکرد سیستم حلقه‌بسته می‌تواند تغییر کند. این مسائل سبب می‌شوند تا به دلیل تغییرات دینامیکی سیستم، پارامترهای PID نیاز به تنظیم مجدد پیدا کنند. در سیستم مورد بررسی در این نوشتار نیز، تطبیق با طیف گسترده‌ی از بیماران جزو اهداف اولیه است. بنابراین قطعاً طراحی کنترلرکننده‌ی که بتواند پایداری در هدف کنترلی اولیه (تعقیب سرعت زاویه‌ی مفصل زانو به‌عنوان ورودی این کنترلر) را علیرغم تغییر شرایط خارجی تضمین کند، مورد نیاز است. یک روش مؤثر و کارا برای نیل به این هدف، ترکیب کنترلرکننده‌ی PID با الگوریتم‌های تطبیق‌پذیر است. این روش‌ها قادرند تا به‌صورت آنلاین، داده‌های ورودی و خروجی سیستم را دریافت کرده و با استفاده از آن ابتدا پارامترهای



شکل ۲. بلوک ساختار کنترل گر PID هوشمند.



نمودار ۱. عملکرد کنترل گر تطبیقی هوشمند در تعقیب سیگنال مرجع.

در نهایت سیستم کنترلی که سامانه‌ی مزبور را به صورت تطبیقی تحت کنترل در می آورد به صورت بلوک نمودار شکل ۲ خلاصه می شود.

۳. نتایج

ورودی سیستم تحت کنترل در نمودار ۱، بیشترین سرعت زاویه‌ی طراحی شده برای دستگاه، یعنی ۲٫۵ درجه بر ثانیه است. خروجی سیستم سرعت زاویه‌ی واقعی مفصل منطبق بر مفصل زانو و توان مصرفی لحظه‌ی موتور برای به حرکت درآوردن سیستم مطابق با ورودی است. در تحلیل اول در این نمودار، جرم پا ۵۰ درصد بیشتر از تحلیل دوم بوده و با توجه به این که حرکت سیستم در راستای باز کردن زانو بوده است، موتور توان کمتری را مصرف کرده است. اما همان طور که مشاهده می شود، این تغییر شرایط تأثیر غیرمحسوسی بر نمودار سرعت مفصل زانو داشته است. بر اساس نمودار ۱ بعد از گذشت تقریباً ۶ ثانیه، سیستم کنترلی خروجی مطلوب را دنبال می کند.

نمودار ۲ حالتی را نشان می دهد که بیمار، گشتاور نوسانی ۴۵ نیوتن متر را در مفصل زانوی خود اعمال کرده است. مشاهده می شود که الگوریتم کنترلی، با تغییر نوسانی توان مصرفی موتور، سرعت سیستم حرکت مفصل زانو را در حالت مطلوب حفظ کرده است.

$net1 = W_1^T u$ در نظر گرفته شده که u بردار ورودی های شبکه عصبی است. همین خروجی یعنی $net1$ وارد تابع فعال ساز نخست می شود، یعنی $O^1 = f_1(net1)$ (که همان خروجی لایه اول است) در ماتریس وزن های لایه دوم ضرب می شود؛ یعنی: $net2 = W_2^T u$ در این جا بردار خروجی لایه اول یا همان O^1 است، سپس این مقدار وارد تابع فعال ساز دوم می شود یعنی $O^2 = f_2(net2)$. توضیح این مطلب ضروری است که تعداد سطرها ی ماتریس w_1 برابر با تعداد ورودی های اصلی شبکه عصبی، و تعداد ستون های آن برابر با تعداد نورون های لایه میانی است w_2 نیز یک ماتریس است که تعداد ستون های آن برابر با تعداد خروجی های شبکه عصبی (در این جا یعنی ۳ تا) و تعداد سطرها ی آن برابر با تعداد نورون های لایه میانی است. نرخ یادگیری η برابر با ۰٫۱ است و با آزمون و خطا تعیین شده است.

حال برای تنظیم وزن ها تابع هزینه ی درجه دوم E به صورت رابطه ی ۲ در نظر گرفته می شود. هدف کمیته سازی مربع خطای ردیابی است.

$$E(k) = \frac{1}{2} e_c^2(k) = \frac{1}{2} (y_d(k) - y_p(k))^2 \quad (2)$$

در رابطه ی ۲، $y_d(k)$ خروجی مرجع و $y_p(k)$ خروجی سیستم در لحظه ی k ام است. حال برای تنظیم وزن ها با استفاده از گرادینان نزولی باید از قانون منطبق بر رابطه ی ۳ استفاده شود.

$$\Delta w^i(k) = -\eta \frac{\partial E(k)}{\partial w^i(k)} \quad (3)$$

که با استفاده از قانون مشتق زنجیره یی برای به روز رسانی وزن ها به ترتیب، روابط ۴ تا ۷ را خواهیم داشت:

$$\Delta w^i(k) = -\eta \frac{\partial E(k)}{\partial e_c} \frac{\partial e_c}{\partial y_p} \frac{\partial y_p}{\partial u} \frac{\partial u}{\partial w^i(k)} = \eta e_c(k) J_p(k) o^i(k) \quad (4)$$

$$\Delta w^i(k) = \eta \delta^i(k) o^i(k) \quad (5)$$

$$\Delta w^i(k) = -\eta \frac{\partial E(k)}{\partial w^i(k)} = \eta e_c(k) J_p(k) w^i(k) f^i(k) o^i(k) \quad (6)$$

$$\Delta w^i(k) = \eta \delta^i(k) o^i(k) \quad (7)$$

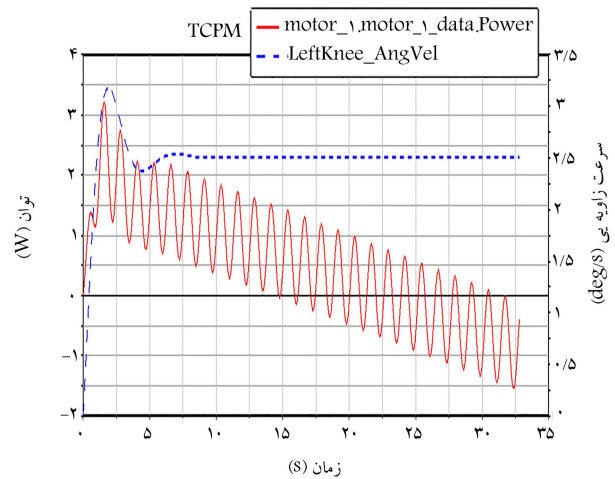
پس از این که قوانین مورد نیاز برای تنظیم وزن های شبکه عصبی پرسپترون چند لایه به دست آمد، نیاز به تبیین بخش دیگری است تا مدل سیستم نیز به صورت کامل در اختیار شبکه ی عصبی قرار بگیرد. در عبارت ۴، عبارت $J_p(k)$ معادل رابطه ی ۸ است.

$$J_p(k) = \frac{\partial y_p(k)}{\partial u(k_p, k_i, k_d)} \cong J_m(k) \quad (8)$$

که بیانگر ژاکوبین سیستم یا سامانه ی تحت کنترل است، که مقادیر مربوط به آن باید به صورت لحظه یی توسط شناساگر عصبی در اختیار کنترل گر قرار بگیرد. برای تخمین آن کافی است تا تعدادی از ورودی ها و خروجی های سامانه ذخیره شود. مزیت اصلی سیستم کنترلی طراحی شده عدم وابستگی کنترل گر به معادلات سامانه و قابلیت اعمال کنترل بر هر نوع سیستم است. کنترل گر مزبور که با یک شناساگر عصبی تزویج شده، قادر به ارائه ی تخمینی لحظه یی از سیستم تحت کنترل است و به معادلات سیستم تحت کنترل احتیاجی نداشته و به کمک اندازه گیری های انجام شده توسط حسگرها، توانایی انجام وظایف خود را دارد.

۴. نتیجه گیری

هدف در این نوشتار، طراحی و شبیه سازی دستگاه توانبخشی زانو به شیوه یی جدید و مدرن جهت افزایش کیفیت توانبخشی برای افراد بیمار بوده است. طراحی به گونه یی انجام شده که هم از نظر سخت افزاری قابل توسعه باشد و هم مبانی سخت افزاری آن، امکانات لازم برای توسعه ی کنترل کننده و هوشمندسازی بیشتر این دستگاه را در اختیار قرار دهد. این سیستم در این مرحله از پژوهش، عملکرد مطلوب خود را صرفاً از دانش اعمالی توسط درمان گران اخذ می کند و با ترکیب شناساگر و کنترل گر، عملکرد حقیقی دستگاه را بر این عملکرد مطلوب منطبق می سازد. در پژوهش های آتی قصد داریم تا الگوریتم و روش شناسایی سیستم و کنترل مطرح شده را بهبود بخشیده و نقش خروجی های دریافتی از عملکرد بیمار را در کنترل سیستم افزایش دهیم. به گونه یی که دستگاه رفتار بیمار را یاد گرفته و خروجی مطلوب را بر اساس رفتار بیمار تنظیم کند. همچنین در گام بعدی طراحی سازوکارهای مربوطه کامل تر شده و جزئیات خاص، با مشورت با کادر پزشکی و سایر افراد خبره پیش برده خواهد شد و نمونه ی اولیه ی دستگاه ساخته خواهد شد.



نمودار ۲. سرعت زاویه یی مفصل زانو و توان مصرفی موتور، در حالت تحمیل اغتشاش به سیستم.

پانویس ها

1. continuous passive motion (CPM)
2. PID
3. passive
4. range of motion (ROM)
5. edema
6. total knee arthroplasty (TKA)
7. Harvey LA
8. Cochrane
9. feedback
10. Rupali
11. active range of motion (AROM)
12. CAM
13. domnet robak
14. robert riener
15. active pedal exerciser
16. PID
17. Link
18. power screw joint
19. encoder
20. expert system
21. plant
22. back propagation
23. gradient decent
24. sigmoid
25. quadratic

منابع (References)

1. Harvey, Lisa A., Lucie Brosseau. and Robert D. Herbert. "Continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis", *Cochrane Database of Systematic Reviews* (2014).
2. <https://helpmedicalsupplies.com/products/phoenix-knee-cpm-machine>.
3. "Chattanooga Active-K", <https://www.chattanooga-rehab.com/chattanooga-active-k-80-00-072-int>.
4. Adli, M.A., Taçgln, E. and Akdoğan, E. "Knee rehabilitation using an intelligent robotic system", (2009).
5. Golgouneh, A., Bamshad, A., Tarvirdizadeh, B. and et al. "Design of a new, light and portable mechanism for knee CPM machine with a user-friendly interface", In *2016 Artificial Intelligence and Robotics (IRANOPEN)*, IEEE 103-8 (2016).
6. Rajestari, Z., Feizi, N. and Taghvaei, S. "Kinematic synthesis and optimization of continuous passive motion mechanisms for knee", In *2017 7th International Conference on Modeling, Simulation, and Applied Optimization (ICMSAO)*, pp. 1-6 (2017).
7. Rupali, N. JoshiPT, PhD, MEdPeter B.WhiteBAMary Murray-WeirPT, MBAMichael M.AlexiadesMDThomas P.SculcoMDAmar S.RanawatMD. "Prospective randomized trial of the efficacy of continuous passive motion post total knee arthroplasty, experience of the hospital for special surgery", *The Journal of Arthroplasty*, **30**(12), pp. 2364-2369 (December 2015).
8. Martin Schulza., Bernhard Krohneb., Wolfgang Röderc. and et al. "Randomized, prospective, monocentric study to compare the outcome of continuous passive motion and controlled active motion after total knee arthroplasty", (31 January 2018).
9. Domen Novak, Robert Riener. "Control strategies and artificial intelligence in rehabilitation robotics", *Association for the Advancement of Artificial Intelligence*. ISSN 0738-4602 (2015).