Archive of SID

مجله بین المللی علوم مهندسی، شماره ۳، جلد۱۶، پاییز ۱۳۸۴، صفحه ۳۱- ۲۱
دانشگاه علم وصنعت ایران

گسترش یک سیستم تحریک کننده عصبی- عضلانی مدار- بسته کامپیوتری برای کنترل بی درنگ حرکت در عضو فلج

حمیدرضا کبروی و عباس عرفانیان امیدوار

چکیده: در این تحقیق یک سیستم تحریک کننده الکتریکی عصبی-عضلانی سطحی چندکاناله با قابلیت کنترل بی درنگ عضو فلج طراحی و ساخته شده است. سیستم قابلیت مدولاسیون عرض پالس و دامنه سیگنال تحریک را بطور همزمان دارد. مدولاسیون همزمان عرض پالس و دامنه سیگنال، امکان کنترل دقیق حرکت را فراهم می‌کند. نرم افزار سیستم با استفاده از نرم افزار مطلب، سیمولینک، و جعبه ابزار زمان- واقعی در محیط ویندوز طراحی و تدوین شده است. این نرم افزار به راحتی، امکان ارتباط استفاده کننده با سخت افزار و امکان گسترش هر نوع روش کنترلی مدار- بسته را برای استفاده کننده فراهم می-کند. ایجاد یک حرکت نوسانی در مفصل زانوی فرد معلول با دو روش مدولاسیون عرض پالس و دامنه پالس نشان می‌دهد که مدولاسیون عرض پالس قادر به کنترل دقیق‌تر حرکت نسبت به مدولاسیون دامنه پالس است. در این تحقیق به منظور ارزیابی سیستم در کنترل بی درنگ عضو فلج، از روش PID جهت حفظ موقعیت زانوی مفصل استفاده شده و از روش Ziegler-Nichols با ورودی پله به عضله برای تعیین پارامترهای PID استفاده شده است. نتایج نشان می‌دهد روش PID با ضرایب ثابت دارای پاسخ مناسب در تمام زوایا نخواهد بود. یکی از مشکلات روش FNS در ایجاد حرکت در عضو فلج، خستگی عضلانی است. نتایج نشان می دهد که سیستم طراحی شده با تغییر پارامترهای سیگنال تحریک بر طبق راهکارهای کنترلی مناسب قادر به حفظ موقعیت مفصل پا در تحریک های طولانی مدت است.

کلمات کلیدی: تحریک الکتریکی کارکردی، کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مدلسازی، خستگی عضلانی

۱. مقدمه

امروزه، تحریک الکتریکی سیستم عصبی-عضلانی[1] بعنوان یک روش بالقوه موثر جهت ایجاد حرکت در اندام فلج افراد دچار ضایعه نخاعی مطرح است [1-4]. در این روش، عضلات فلج درگیر یک حرکت خاص بوسیله سیگنال الکتریکی مناسب از طریق الکترودهای سطحی و یا زیرجلدی منقبض می‌شوند. این سیگنال‌ها در حقیقت نقش دستورات موتوری را در سیستم حسی-حرکتی انسان ایفاء می‌کنند. با اعمال الگوهای الکتریکی مناسب به عضلات درگیر یک حرکت، می‌توان حرکت مورد نظر را در عضو فلج ایجاد کرد. به منظور ایجاد یک حرکت مطلوب در اعضای فلج، باید عضلات درگیر حرکت به میزان مناسب منقبض شده تا نیروی انقباضی لازم ایجاد شده و متعاقب آن گشتاور لازم در مفاصل تولید شود. لذا برای ایجاد یک حرکت با استفاده از روش تحریک الکتریکی نیاز به یک سیستم تحریک چند کاناله است.

برای ایجاد یک انقباض مشخص در عضله لازم است که سیگنال‌های الکتریکی مناسبی به عضلات فلج در گیرحرکت اعمال شود. در سیستم عصبی-عضلانی انسان میزان انقباض عضله به وسیله دو پارمتر عمده کنترل می شود: (۱) تعداد واحدهای حرکتی (۲) فرکانس عمل هر واحد حرکتی[5]. در تحریک الکتریکی کارکردی، تعداد واحدهای حرکتی با استفاده از عرض پالس یا دامنه کنترل می شود. لذا سیستمهای FNS به منظور کنترل میزان انقباض عضله باید قابلیت تغییر عرض و دامنه پالس را داشته باشد. فرکانس عمل واحدهای حرکتی بوسیله فرکانس سیگنال تحریک می توان کنترل کرد. لذا سیستم FNS باید قابلیت تغییر فرکانس، عرض و دامنه سیگنال تحریک را در یک محدوده قابل قبولی داشته باشد.

مقاله در تاریخ ۱۳۸۲/۱۰/۲۸ دریافت شده و در تاریخ ۱۳۸۴/۱/۲۹ به تصویب نهایی رسیده است.

حمیدرضا کبروی، دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه *علم و صنعت ایران*.
دکتر عباس عرفانیان امیدوار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه *علم و صنعت ایران*.

[1] Functional Neuromuscular Stimulation (FNS)

www.SID.ir

Archive of SID

تحریک الکتریکی عضله از طریق الکترودهای سطحی و یا درون-عضلانی [۲] انجام می شود. هر کدام از این روش‌های تحریک دارای معایب و مزایائی هستند. نصب الکترودهای سطحی وقت گیر بوده و قابلیت تحریک عضلات را بطور مجزا ندارد. همچنین دامنه ولتاژ و جریان برای تحریک سطحی عضلات بسیار بالاتر از تحریک الکترودهای درون-عضلانی است. بهر حال، استفاده از الکترودهای سطحی یک روش غیر تهاجمی است. در تحریک عضلات با الکترود درون-عضلانی امکان تحریک عضلات بطور مجزا بیشتر از الکترودهای سطحی است. زیرا که الکترودهای درون-عضلانی نزدیک نقطه موتوری هر عضله کاشته می شوند. عامل عمده بازدارنده در استفاده از الکترودهای درون-عضلانی دشواری کاشتن و تعمیر الکترودهاست. با این وجود امروزه محرکهای الکتریکی کاشتنی بدلیل اثرات توانبخشی تحریک الکتریکی محور توجه محققین قرار دارد. محرکهای کاشتنی طیف وسیعی از سیستمهای توانبخشی شامل پروتزهای شنوایی، ضربان سازهای قلبی و کنترل کننده های مثانه را شامل می شوند. سیستمی که در این پروژه طراحی می شود از نوع سطحی است، بدین معنی که تحریک عضلات بوسیله الکترودهای سطحی انجام می شود.

تا کنون سیستم های تحریک کننده متنوعی گسترش داده شده است. در مرجع [6]، یک سیستم چند کاناله تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری جهت استفاده در امور تحقیقاتی گسترش داده شده است. خروجی محرک یک پالس جریانی دو فازه است. تاخیر بین فازها برابر ۱۰۰ میکرو ثانیه ثابت است. عرض پالس کانالها از ۱ تا ۵۰۰ میکروثانیه با دقت زمانی ۱ میکروثانیه قابل تغییر است. تحریک کننده قادر به اعمال جریانی تا ۵۰ میلی آمپر تحت بار ۱/۵ کیلو است. از همه مهمتر این سیستم بطور مدار-باز عمل می کند و قابلیت کنترل مدار- بسته را ندارد. این سیستم قابلیت مدولاسیون عرض و فرکانس را برای هر کانال بطور مجزا داراست.

در مرجع [7]، یک سیستم تحریک کننده ۱۶ کاناله به عنوان یک ابزار تحقیقاتی طراحی و ساخته شده است. سیستم قابلیت تولید پالس های دو فازه متقارن با حداکثر جریان ۵۰ میلی آمپر را داراست. تاخیر بین دو فاز پالس تحریک بین ۱۰۰۰-۰ و عرض پالس بین ۱۰۰۰-۲ میکروثانیه قابل تغییر است. سیستم فقط قابلیت مدولاسیون عرض پالس را داراست. تغییر پارامترهای یک کانال، شکل موج سایر کانالها را تغییر نمی دهد. کلیه پارامترهای شکل موج بصورت بی درنگ[۳] و بوسیله توابع ریاضی از زمان قابل تغییر هستند. اما امکان کنترل مدار- بسته را ندارد. در این سیستم از دو کارت واسطه برای ارتباط با کامپیوتر استفاده شده است: از یک کارت برای ارسال اطلاعات مربوط به شکل موج تحریک، و دیگری برای ارسال اطلاعات به سیستم آنالوگ.

هدف ما در این مقاله، طراحی و ساخت یک سیستم تحریک‌کننده الکتریکی عصبی-عضلانی سطحی چندکاناله با قابلیت کنترل بی-درنگ عضو فلج است. لذا سیستم قابلیت دریافت اطلاعات از وضعیت عضو و براساس اطلاعات دریافتی امکان تغییر بی-درنگ پارامترهای سیگنال تحریک را داراست. از همه مهمتر سیستم قابلیت مدولاسیون عرض پالس، فرکانس و دامنه سیگنال تحریک را بطور توأمان دارد. این یکی از مهمترین ویژگی های منحصر بفرد این سیستم می باشد.

مدولاسیون توامان عرض پالس، فرکانس و دامنه سیگنال، امکان کنترل دقیق حرکت را فراهم می‌کند. تحریک کننده از نوع جریانی و دوفازه متقارن می‌باشد و امکان تغییر میزان تأخیر بین دوفاز وجود دارد. یکی از پارامترهای مهم سیستم های تحریک الکتریکی ساده بودن نحوه کار با آن می‌باشد بطوریکه بتوان به سادگی الگوهای تحریک را طراحی و تغییر داد. این یکی دیگر از معیارهای در نظر گرفته شده جهت طراحی سیستم می باشد. سیستم با استفاده از نرم افزار Matlab، Simulink، Real-Time Workshop، و Real-TimeWindows Target در محیط ویندوز برنامه ریزی شده است.

۲. سخت افزار سیستم

در شکل (۱)، ساختار کلی سیستم نشان داده شده است. همانطور که ملاحظه می شود سیستم طراحی شده کامپیوتری است، بدین معنی که کنترل سیستم در هر لحظه توسط کامپیوتر انجام می‌شود. در ادامه به تشریح هر یک از قسمت های سیستم می پردازیم.

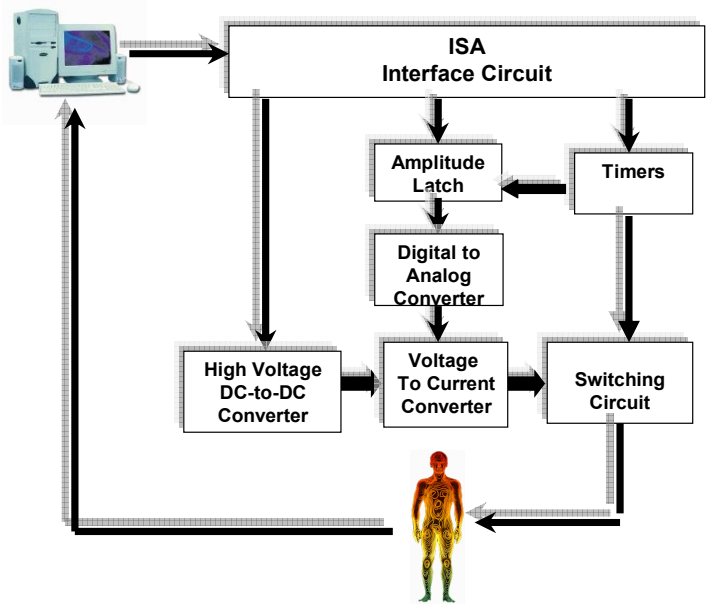
۲-۱. درگاه ایزا

دراین سیستم، کلیه اطلاعات مربوط به سیگنالهای تحریک برای هر پریود، توسط کامپیوتر به بخش دیجیتال ارسال می‌شود. در این شرایط باید درگاهی از کامپیوتر را برای ارتباط با سخت‌افزار انتخاب کرد. در این طرح، ما از درگاه ایزا برای این منظور استفاده کرده ایم..با استفاده از بیتهای آدرس و کنترلی موجود در این درگاه، می‌توان مدار دیکودر کم حجمی را جهت تامین بیتهای کنترلی مورد نیاز سخت‌افزار طراحی کرد. درگاه ایزا یک درگاه ۶۲ بیتی است. ما از بیت‌های مربوط به آدرس یعنی $(A_0 - A_9)$، بیتهای مربوط به داده یعنی $(D_0 - D_7)$، و بیت کنترلی $\overline{AEN}$ و $\overline{IoW}$ استفاده کرده ایم. بیتهای مورد نظر درگاه ایزا توسط یک کانکتور ۲۵ پین از کامپیوتر وارد سخت افزار شده اند. این بیتها توسط مداری که در داخل اسلات کامپیوتر قرار گرفته است، بافر شده اند تا به اسلات داخلی کامپیوتر آسیبی وارد نشود.

[2] Intramuscular
[3] Real Time

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ۱. ساختار کلی سیستم تحریک کننده عصبی-عضلانی مدار-بسته کامپیوتری

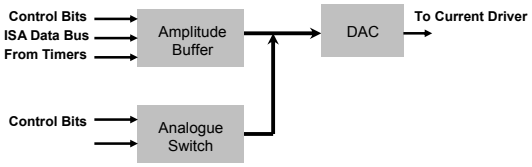
۲-۲. مدار دیکودر

بخش دیجیتال و آنالوگ سیستم نیاز به ۱۰۱ بیت کنترلی و داده دارد. با استفاده از بیت های آدرس، و کنترلی درگاه آیزا، بیت های کنترلی سیستم ایجاد شده است. انتخاب کانال های تحریک، راه اندازی تایمرها، کنترل مقداردهی شمارنده های تایمرها، کنترل مقداردهی لچ مربوط به دامنه تحریک، و بسیاری از موارد دیگر توسط این بیت های کنترلی انجام می‌شود. در بخش های بعد به توضیح موارد استفاده بیت های کنترلی می پردازیم.

۲-۳. بخش ذخیره اطلاعات دامنه پالس های تحریک

برای تعیین دامنه سیکنال تحریک مقدار دامنه از طریق گذرگاه داده درگاه آیزا، بصورت دیجیتالی وارد یک لچ می‌شود (شکل ۲). سپس خروجی این لچ وارد یک مبدل دیجیتال به آنالوگ می شوند. در قسمت مبدل دیجیتال به آنالوگ از یک مبدل جریانی استفاده شده است. این مبدل کد دیجیتال ورودی را به دو خروجی جریانی تبدیل می کند، سپس این دو خروجی توسط یک تقویت کننده عملیاتی[4] به یک سطح ولتاژ تبدیل می شوند. ولتاژ تولید شده مقداری بین ۰ تا ۵ ولت است. این سطح ولتاژ بطوری که در قسمتهای بعد توضیح داده خواهد شد، سطح دامنه تحریک را تعیین می کند.

هنگامیکه تحریک وجود ندارد، باید در ورودی مبدل دیجیتال به آنالوگ مقدار صفر قرار داده شود. برای این منظور ما از ۸ سوییچ آنالوگ استفاده کرده‌ایم. ورودی سوییچ آنالوگ به سطح صفر منطقی متصل هستند و خروجی های آنها نیز به ترتیب به ۸ ورودی مبدل دیجیتال به آنالوگ متصل هستند. کنترل شناور کردن[5] خروجی سوییچ های آنالوگ و خروجی لچ توسط بیت کنترلی تولید شده توسط مدار دیکودر انجام می شود.



شکل ۲. بخش ذخیره اطلاعات دامنه پالس های تحریک

۲-۴. بخش نحوه کنترل عرض پالس های تحریک

تحریک الکتریکی اعمال شده توسط این سیستم توسط پالسهای دوفازه متقارن جرِیانی انجام می شود. بنابراین عرض این پالس ها و فاصله بین آنها باید تعیین شود. کنترل عرض پالس ها، فاصله بین پالس های مثبت و منفی توسط تایمر قابل برنامه‌ریزی 8254 انجام می شود. برای هر کانال یک تایمر وجود دارد. این تایمر دارای ۳ شمارنده است. عرض پالس مثبت در شمارنده اول، زمان تأخیر بین دو پالس در شمارنده دوم و عرض پالس منفی در شمارنده سوم قرار داده می شود. اطلاعات مربوط به عرض پالس ها و فاصله بین فاز مثبت و منفی از طریق کامپیوتر و گذرگاه داده درگاه آیزا در هر پریود سیگنال تحریک وارد شمارنده های تایمرها می شود. این عمل با کنترل بیت‌های کنترلی مدار دیکودر انجام می شود. پس از

[4] Op-Amp

[5] Float

www.SID.ir

Archive of SID

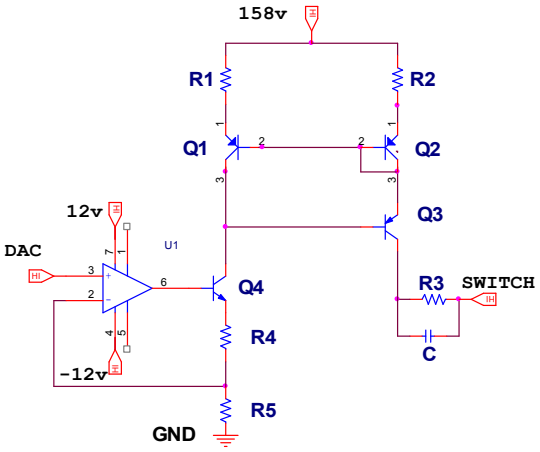
اتمام عملکرد تایمر کانال اول، شمارنده اول تایمر کانال بعدی فعال می‌شود و به همین ترتیب تمام کانال های منتخب پالس‌های تحریک دو فازه خود را تولید می‌کنند. پس از پایان عملکرد آخرین شمارنده تایمر مربوط به آخرین کانال، در ورودی مبدل دیجیتال به آنالوگ صفر قرار داده می شود.

۲-۵. بخش تبدیل ولتاژ پایین DC به ولتاژ بالا

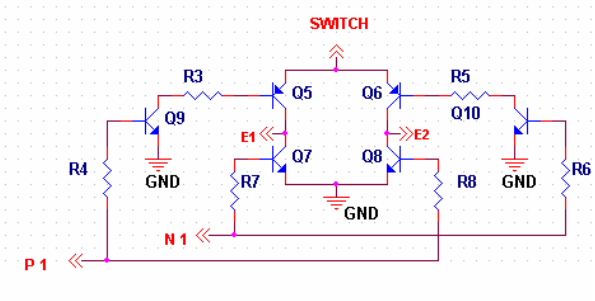
سیستم طراحی شده قادر است حداکثر جریانی برابر با۱۰۰ میلی‌آمپر را، با فرض اینکه بارنامی عضله $۱/۲^{k}$ است، در عضله ایجاد کند. لذا نیاز به حداقل ولتاژی معادل یا ۱۲۰^{V} وجود دارد. لذا نیازمند منبع تغذیه‌ای هستیم تا بتواند سطح ولتاژی بیش از ۱۲۰^{V} را در بازه جریانی بین۰ تا ۱۰۰ میلی آمپر به صورت تثبیت شده ایجاد کند. برای این منظور از منبع تغذیه ۱۲ ولتی کامپیوتر و مبدل DC-DC بالا برنده ولتاژ استفاده شده است. با توجه به حد اکثر توان مورد نیاز (حد اکثر ۱۲ وات) و حداکثر جریانی که منبع تغذیه کامپیوتر بازای ولتاژ ۱۲ ولت ایجاد می کند (حد اکثر ۸ آمپر)، تغذیه ۱۲ ولت کامپیوتر برای تامین حداکثر انرژی مورد نیاز کاملا مناسب است. در این طرح، از روش بالابرنده ولتاژ بوست جهت مبدل DC-DC بالا برنده ولتاژ استفاده شده است.

۲-۶. بخش تبدیل ولتاژ به جریان

پالس های تحریک در سیستم طراحی شده از نوع جریانی هستند، لذا اطلاعات ارسال شده از کامپیوتر، در مورد دامنه پالس های تحریک باید تبدیل به جریان شوند. برای این منظور از یک مبدل ولتاژ به جریان با ساختار ویلسون استفاده شده است. در شکل (۳) مدار این مبدل نشان داده شده است. اطلاعات دیجیتالی مربوط به دامنه پالس هاس تحریک در بخش ذخیره اطلاعات دامنه پالس های تحریک قسمتی است که اطلاعات دامنه به ولتاژی بین ۰الی ۵ ولت تبدیل می شود. این ولتاژ به ورودی تقویت کننده عملیاتی می‌آید. این تقویت‌کننده که دارای یک آرایش پسخوردی است، ولتاژ ایجاد شده در ورودی خود را در امیتر ترانزیستور Q۴ ایجاد می‌کند. به این ترتیب جریانی متناسب با این ولتاژ در شاخه سمت چپ مبدل جریان به ولتاژ ایجاد می‌شود و این جریان با نسبت دیگری در شاخه سمت راست مبدل یا در واقع دربار مورد نظر ایجاد می‌شود. از ساده‌ترین ساختارهای مبدل جریان به ولتاژ، ساختار آئینه جریان است. اما به سه دلیل در این طراحی ساختار ویلسون به آئینه جریان معمولی ترجیح داده شده است. اول اینکه در این ساختار تنها به یک ترانزیستور ولتاژ بالا نیاز است در حالی‌که در آئینه جریان معمولی به سه ترانزیستور ولتاژ بالا نیاز است. دوم اینکه ساختار ویلسون از نظر پایداری حرارتی نقطه‌کار ترانزیستورها وضعیت بهتری دارد و سوم اینکه جریان خروجی به تغییرات B ترانزیستورها کمتر حساس است. نکته حائز اهمیت است، لزوم نزدیک بودن B ترانزیستورهای Q۱ و Q۲، جهت حفظ خاصیت آئینه‌گی است.



شکل ۳. بخش مبدل ولتاژ به جریان



شکل ۴. بخش سوئیچینگ

۲-۷. بخش سوئیچینگ

تولید پالس های جریانی دوفازه توسط بخش سویچینگ انجام می شود. همانطور که قبلاً توضیح داده شد تایمرهای هر کانال مسئول کنترل عرض پالس‌ها هستند. در حقیقت این عمل با کنترل مدت زمان روشن و خاموش بودن ترانزیستورهای شکل (۵) انجام می‌شود. در این ساختار هرگاه ترانزیستورهای Q۹، Q۵ و Q۸ روشن شدند جریان در یک جهت از بار عبور می‌کند، هرگاه ترانزیستور Q۷، Q۱۰ و Q۶ روشن شوند جریان در جهت مخالف دربار ایجاد می‌شود و هرگاه تمامی ترانزیستورها خاموش باشند، هیچ جریانی از بار عبور نمی‌کند.

۲-۸. بخش اخذ داده های پسخورد

برای اخذ داده بطور بی درنگ از وضعیت عضو از یک برد مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۶ کاناله استفاده شده است. اطلاعات اخذ شده بوسیله کامپیوتر آنالیز شده و بر اساس روش کنترل بکار گرفته شده، سیگنال های الکتریکی مناسب جهت ایجاد یک حرکت کنترل

www.SID.ir

Archive of SID

شده به عضو ارسال می شوند. در این مقاله، از زاویه مفصل زانوی پا جهت کنترل حرکت استفاده شده است.

۳. نرم افزار سیستم

برای استفاده از سخت افزار نیاز به نرم افزار مناسبی است تا بتوان اولا الگوهای مناسب تحریک را برای کارکرد مورد نظر عضو فلج مانند ایستادن، نشستن و گام برداشتن تولید کرد و ثانیا با سخت افزار سیستم ارتباط برقرار کرد و با ارسال اطلاعات مورد نیاز، امکان ایجاد سیگنالهای تحریک را توسط سخت افزار ایجاد کرد. از آنجا که یکی از قابلیت‌های سیستم طراحی شده کنترل عضو فلج است، لذا نرم افزار باید امکان اجرای راهکارهای کنترلی را نیز داشته باشد. جهت اجرای این راهکارها نیاز به اخذ داده های مربوط به وضعیت عضو فلج است، برای این منظور نرم افزار سیستم باید امکان اخذ داده های کنترلی مورد نیاز را بطور بی درنگ نیز داشته باشد. در این تحقیق از نرم افزارهای مطلب[6] و سیمولینک[7] و جعبه ابزارها Real time Workshop و Real time Windows Target استفاده شده است [8, 9]. در محیط سیمولینک امکان پیاده سازی برنامه ها با استفاده از بلاکهای موجود در جعبه ابزارهای تعریف شده وجود دارد. به این ترتیب استفاده کننده می تواند به راحتی برنامه مورد نظر را با استفاده از بلاکهای متنوع موجود توسعه دهد. بلاکهای موجود در این محیط نرم افزاری امکانات فراوانی را برای استفاده کننده فراهم می کنند. جعبه ابزار Real Time Windows Target امکان اجرای بی درنگ برنامه‌هائی که به وسیله سیمولینک توسعه داده شده است را فراهم می کند. منظور از اجرای بی درنگ، اجرا بر اساس زمان واقعی و مستقل از سیستم عامل Windows و پردازنده موجود بر روی کامپیوتر است. برای اجرای برنامه های توسعه یافته در محیط سیمولینک، ابتدا باید به گونه ای برنامه مورد نظر را به کد های قابل اجرا توسط یک کامپایلر C تبدیل کرد. جعبه ابزار Real Time Workshop وظیفه تبدیل برنامه ایجاد شده در محیط سیمولینک را، به کد های قابل اجرا توسط یک کامپایلر C بر عهده دارد.

یکی از قابلیتهای موجود در سیمولینک امکان افزودن بلاک جدید به مجموعه بلاکهای موجود در سیمولینک است. در واقع می توان یک برنامه مورد نظر را به صورت یک بلاک قابل اجرا در محیط سیمولینک تبدیل کرد. برای ایجاد چنین کاری باید برنامه مورد نظر را با ساختار خاصی نوشت. این ساختار خاص S-Function نام دارد. S-Function می تواند هم بوسیله نرم افزار مطلب و هم بوسیله نرم افزاری از خانواده C مانند Visual C پیاده سازی شود. اگر پیاده سازی توسط مطلب انجام شود فایل برنامه نوشته شده M-file نامیده می شود و اگر توسط C انجام شود C MEX فایل نامیده می شود. در این تحقیق دو نرم افزار طراحی شده است: نرم افزار مدار-باز و مدار-بسته. در ادامه به تشریح هر یک از این نرم افزارها می-پردازیم.

۳-۱. نرم افزار مدار-باز[8]

نرم افزار مدار-باز امکان عملکرد سیستم را فقط در حالت کنترل مدار-باز فراهم می‌کند. بدین معنی، نرم افزار الگوهای تحریک را که از قبل تعریف شده و در یک فایل نوشته شده است، در هر لحظه از زمان برای سخت افزار ارسال می‌کند. در شکل (۵-الف)، ساختار بلاکی نرم‌افزار مدار-باز که در مد بی درنگ سیمولینک پیاده سازی شده است، مشاهده می‌شود. اکنون به تشریح هریک از بلاکهای این نرم افزار می پردازیم.

بلاک Sending: این بلاک یک C- MEX است که وظیفه ارسال بی درنگ داده های مربوط به عرض پالسهای تحریک و دامنه آنها را برای سخت افزار برعهده دارد. راه اندازی و کنترل بخش‌های مختلف سخت افزار نیز توسط این بلاک صورت می‌گیرد. این بلاک اطلاعات مورد نیاز را از بلوک ReadPatterns می‌خواند.

بلوک Read Patterns: این بلاک خود از بلاک های مختلفی تشکیل شده است و در حقیقت یک زیر سیستم است. وظیفه اصلی این بلوک خواندن اطلاعات لازم در مورد الگوهای تحریک از فایل و ارسال آن به بلوک Sending است.

بلاکAmplitude: عددی که دراین بلاک توسط استفاده کننده وارد می شود، توسط بلاک Sending بعنوان دامنه پالس های تحریک در نظر گرفته می شود و برای بخش کنترل سطح دامنه تحریک در سخت افزار ارسال می شود.

بلاک Delay: عددی که دراین بلاک توسط استفاده کننده وارد می شود، توسط بلاک Sending بعنوان زمان تاخیر بین دو پالس مثبت و منفی در نظر گرفته می شود و برای بخش تایمرها در سخت افزار ارسال می شود.

بلاک‌های مربوط به انتخاب کانال‌های تحریک: نرم افزار مربوط به حالت مدار باز به گونه‌ای توسعه داده شده است که استفاده کننده بتواند به سادگی با وارد کردن صفر یا یک در بلاکهای خاصی، کانال‌های مورد نظر را فعال کند. هر کانال دارای یک بلاک انتخاب گر است. با وارد کردن عدد یک در هر بلاک، LED آن روشن می-شود که نشان دهنده فعال شدن آن کانال خاص است. این بلاکها بخش دیگری از ورودی‌های بلاک Sending را تشکیل می‌دهند.

بلاک Scope: از دیگر امکانات موجود در نرم افزار توسعه داده شده، نمایش بی درنگ تغییرات عرض پالس و دامنه پالس های تحریک است. بلاک Scope جهت این منظور بکار گرفته شده است.

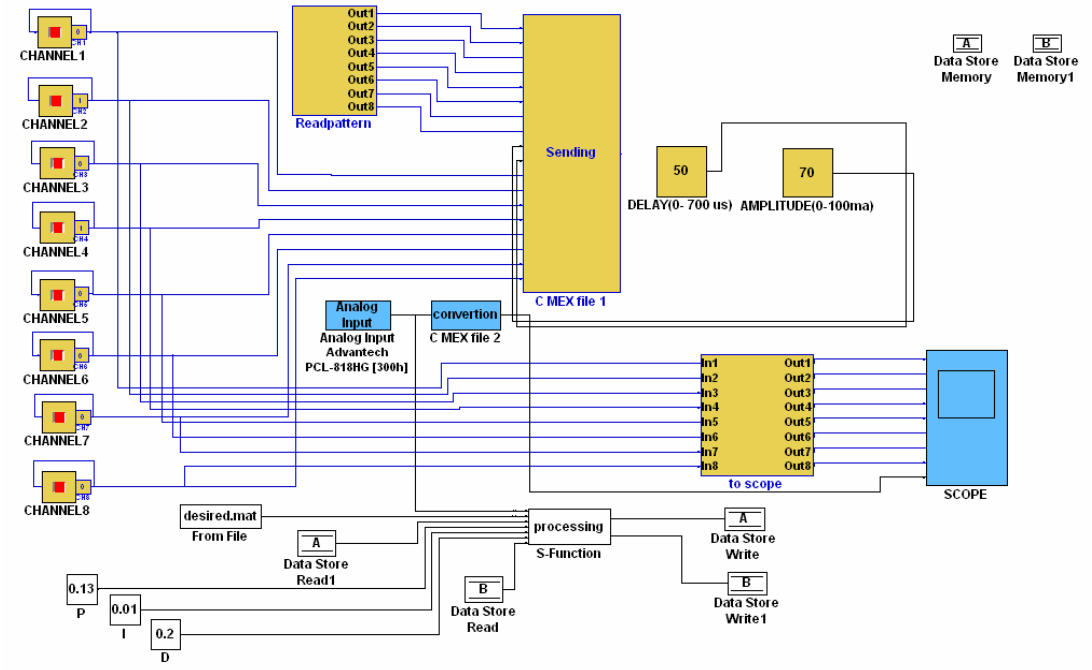
[6] MATLAB
[7] SIMULINK
[8] Openloop

www.SID.ir

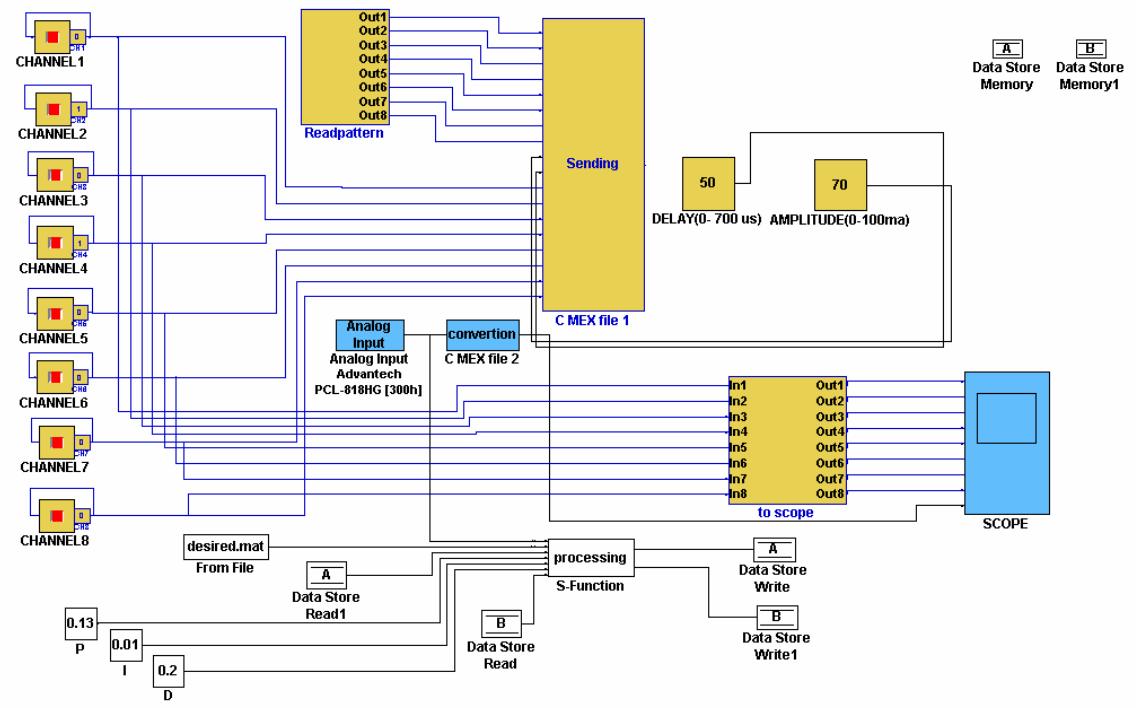
Archive of SID

همچنین نحوه تغییر مسیر مفصل زانو نیز به صورت بی درنگ، قابل مشاهده است.

بلاک Convertion: در آزمایشهای انسانی انجام شده موقعیت عضو فلج توسط زاویه مفصل زانو تعیین می‌شود. برای اخذ اطلاعات مربوط به موقعیت مفصل زانو از یک سنسور زاویه طراحی شده، استفاده شده است. خروجی این سنسور سطح ولتاژی است بین ۰ تا ۵ است. برای نمایش موقعیت مفصل زانو باید این سطح ولتاژ به زاویه متناظر آن تبدیل شود. این بلاک C-MEX فایلی است که وظیفه انجام این تبدیل را بر عهده دارد. در واقع خروجی این بلاک زاویه مفصل زانوی متناظر با سطح ولتاژ ایجاد شده در خروجی سنسور است.



(الف)



(ب)

شکل ۵. نرم افزار سیستم تحریک کننده عصبی-عضلانی برای کنترل بی درنگ عضو فلج:
(الف) نرم افزار مدار-باز، (ب) نرم افزار مدار-بسته

www.SID.ir

Archive of SID

۲-۳. نرم افزار مدار- بسته

در حالت مدار بسته، علاوه بر امکان ارتباط با سخت افزار و ارسال بایتهای داده و کنترلی برای سخت افزار، امکان اخذ داده‌های مربوط به موقعیت عضو فلج وجود دارد. بر اساس داده های دریافتی و اجرای راهکارهای کنترلی به صورت بی درنگ امکان کنترل عضو فلج وجود دارد. نرم افزار طوری نوشته شده است که امکان پیاده سازی هرگونه راهکار کنترلی وجود دارد. راهکارهای کنترلی مختلفی پیاده سازی شده و به طور عملی بر روی انسان مورد آزمون قرار گرفته است. تمام این نرم افزارها در محیط نرم‌افزاری سیمولینک و در مد بی درنگ آن توسعه داده شده است. بعنوان مثال در شکل (۵-ب)، نرم افزار سیستم را در حالت مدار-بسته با کنترل کننده تناسبی- انتگرالی- مشتقی با استفاده از مدولاسیون عرض پالس نشان داده شده است. عملکرد هر یک از بلاک های این برنامه، شبیه برنامه حالت مدار-باز است، اما در این حالت بلاک های دیگری اضافه شده است که به تشریح آنها می‌پردازیم.

بلاک Processing: این بلاک نیز یک C-MEX فایل است و بر اساس وضعیت فعلی عضو فلج، وضعیت مورد نظر آن و ضرائب P[۹]، I[۱۰] و D[۱۱]، عرض پالس های تحریک را تعیین می‌کند. این بلاک موقعیت فعلی عضو فلج را از طریق بلاک Analog input و موقعیت مورد نظر عضو فلج را در هر لحظه ازبلاک desired.mat می‌خواند. عرض پالس های تحریک بر اساس روش کنترلی تعیین می‌شوند و در بلاک Data store write نوشته می‌شوند. بلاک Sending این مقدار را از بلاک Data store read می خواند و آن را برای سخت افزار ارسال می‌کند.

بلاک های P، I و D: ضرایب کنترل کننده تناسبی- انتگرالی- مشتقی، توسط این سه بلاک در اختیار بلاک processing قرار می گیرد. برای محاسبه این ضرایب، ابتدا پاسخ پله عضله به دست آورده می‌شود و سپس بوسیله اجرای الگوریتم مشهور Zigler-Nichols، این ضرایب محاسبه می‌شوند. برنامه های مربوط به محاسبه این ضرایب نیز بوسیله نرم افزار مطلب توسعه داده شده است.

۴. ارزیابی سیستم با آزمایش های انسانی

سیستم طراحی شده بر روی یک فرد ضایعه نخاعی در سطح T7 بکار گرفته شده است. این فرد ضایعه نخاعی مذکر با سن ۲۹ سال است و از مدت ضایعه وی ۶ سال می گذرد. این فرد دارای هیچ گونه حسی و حرکت ارادی در اندام تحتانی خود نیست. یکی از مسائل مهم در FNS، جایگذاری الکترودها بر روی عضلات درگیر حرکت مورد نظر است. نوع الکترودها و محل قرارگیری الکترودها از پارامترهای مهم در میزان انقباضات عضلات است. انتخاب محل مناسب برای الکترودها بخشی از آزمایشات انجام شده روی بیمار را تشکیل می‌دهد. به عنوان مثال، جهت باز شدن مفصل زانوی پا، باید گروه عضلات کواردسیپ منقبض شوند. در این تحقیق عضلات کوادرسیپ با یک جفت الکترود که یکی بر روی شکم عضله رکتوس فمورس[۱۲] و دیگری در انتهای عضله قرار داده شده، تحریک شده است. شخص در حالیکه برروی صندلی چرخدار نشسته است، اطلاعات مربوط به زاویه مفصل پا بطور بی‌درنگ در طول تحریک اخذ شده است. در تمام این آزمایشات فرکانس تحریک ثابت و برابر ۲۵Hz نگه داشته شده است. لازم به ذکر است که هدف از این آزمایشات فقط نشان دادن قابلیت های سیستم طراحی شده است.

۴-۱. ایجاد حرکت نوسانی در عضو فلج

در این آزمایش عضله کوادرسیپ با الگوهای پریودیک ذوزنقه ای مطابق با شکل (۶) تحریک شده اند. در آزمایش مربوط به شکل (۶-الف)، عضله با روش مدولاسیون عرض پالس تحریک شده اند. در این روش دامنه پالس تحریک ثابت، اما عرض پالس تغییر می‌کند. در آزمایش مربوط به شکل (۶-ب)، عضله با روش مدولاسیون دامنه پالس تحریک شده‌اند. در این روش عرض پالس تحریک ثابت، اما دامنه پالس تغییر می کند. با دقت در الگوهای تجریک و زاویه مفصل اندازه گیری شده ملاحظه می‌شود که در هر دو آزمایش سرعت فعال کردن[۱۳] عضله بسیار متفاوت از سرعت سست سازی[۱۴] است. به عبارت دیگر پسماند[۱۵] در رفتار عضله وجود دارد. علاوه بر این ملاحظه می‌شود که مدولاسیون عرض پالس قابلیت کنترل دقیق‌تری نسبت به مدولاسیون دامنه پالس فراهم کرده است.

۴-۲. کنترل موقعیت مفصل پا با روش تناسبی- انتگرالی-مشتقی

در این بخش قابلیت سیستم در کنترل عضو فلج مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. البته هدف ارائه یک روش جدید نیست. برای این منظور از روش کنترل ساده تناسبی- انتگرالی- مشتقی[۱۶] برای کنترل موقعیت زاویه مفصل پا استفاده شده است. یکی از مسائل مهم در این روش PID تعیین پارامترهای PID است. در این تحقیق از روش Ziegler-Nichols با ورودی پله به عضله برای تعیین پارامترهای PID استفاده شده است [۱۰]. دامنه تحریک ۶۰mA عرض پالس تحریک برابر با ۳۰۰ میکروثانیه بوده است. در شکل (۷) کنترل موقعیت مفصل پا را با استفاده از ضرایب بدست آمده برای دو زاویه مختلف نشان می‌دهد. این آزمایش برای زوایای مختلف انجام شده است. لازم به ذکر است که در این روش زاویه مفصل بطور بی درنگ

[9] Proportional
[10] Integral
[11] Derivative

[12] Rectus Femoris
[13] Activation
[14] Deactivation
[15] Hysteresis
[16] Proportional-Integral -Derivative (PID)

www.SID.ir

Archive of SID

اندازه گیری شده و با توجه به مقدار مطلوب، میزان خطا محاسبه می شود، سپس با استفاده از روش PID بطور بی درنگ موقعیت مفصل پا کنترل می‌شود. آزمایشات نشان می دهد که روش PID فقط برای یک زاوِیه خاص پاسخ مناسب دارد. این آزمایش دلالت می‌کند بر اینکه روش PID با ضرایب ثابت یک روش مناسبی برای کنترل موقعیت عضو فلج نیست. علت این مساله اینست که رفتار عضله بسیار وابسته به طول عضله (زاویه مفصل) است. لذا نمی توان با روش PID با ضرایب ثابت موقعیت عضو فلج را در تمام زوایا کنترل کرد.

۳-۴. کنترل خستگی عضلانی

خستگی عضلانی یکی از عوامل محدود کننده در ایجاد حرکت بوسیله سیستم های عصبی-عضلانی است. تا حدودی می‌توان با استفاده از پارامترهای تحریک، خستگی عضله تحریک شده را کنترل کرد. در این بخش، ما جهت نشان دادن قابلیت سیستم طراحی شده در کنترل حرکت عضو فلج، از یک روش ساده تشویق و تنبیه جهت کنترل خستگی عضلانی استفاده می‌کنیم. در این روش چنانچه موقعیت عضو به مقدار مطلوب نرسیده باشد عرض پالس تحریک افزایش داده می‌شود، اما چنانچه موقعیت عضو از مقدار مطلوب بگذرد، عرض پالس تحریک کاهش می‌یابد. بطور خلاصه الگوریتم تطبیق بشرح زیر بیان می‌شود:

$$\begin{aligned} w(n) &= w(n-1) - \mu\Delta w \qquad \text{if } \Phi_{\mathrm{m}} > \Phi_d \\ w(n) &= w(n-1) + \mu\Delta w \qquad \text{if } \Phi_{\mathrm{m}} < \Phi_d \\ w(n) &= w(n-1) \qquad \text{if } \Phi_{\mathrm{m}} = \Phi_d \end{aligned} \qquad (۱)$$

در اینجا، $w(n)$ عرض پالس تحریک در زمان n، Φ_m زاویه اندازه گیری شده مفصل پا، Φ_d زاویه مطلوب، μ نرخ یادگیری، و Δw میزان افزایش یا کاهش است.

شکل (۸-الف)، قسمتی ازتغییرات زاویه مفصل پا را در یک تحریک طولانی مدت در حالت مدار باز نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود با ثابت بودن عرض پالس سیگنال تحریک، زاویه مفصل پا به علت خستگی عضلانی شروع به کاهش می‌کند. در شکل (۸-ب)، قسمتی ازتغییرات زاویه مفصل پا در یک تحریک طولانی مدت در حالت مدار-بسته با استفاده از راهکار کنترلی تشویق و تنبیه (رابطه۱) نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که راهکار کنترلی با افزایش عرض پالس تحریک، قادر به حفظ موقعیت مفصل پا شده است.

۴-۴. کنترل همزمان دامنه و عرض پالس تحریک

همانطور که در بخش های قبل گفته شد، سیستم دارای قابلیت مدولاسیون توام عرض و دامنه پالس تحریک را داراست. مدولاسیون توام عرض و دامنه پالس، امکان کنترل دقیق تر میزان انقباض در عضله فلج را فراهم می‌کند. برای نشان دادن این قابلیت، از روش تشویق و تنبیه بشرح زیر برای کنترل حفظ موقعیت زانوی مفصل پا استفاده کرده ایم:

$$\begin{cases} w(n) = w(n-1) \pm 1 \\ a(n) = a(n-1) \pm 1 \end{cases} \quad \text{if } |\Phi_{\mathrm{m}} - \Phi_d| > 1.5^{\circ}$$
$$\begin{cases} w(n) = w(n-1) \pm 1 \\ a(n) = a(n-1) \end{cases} \quad \text{if } |\Phi_{\mathrm{m}} - \Phi_d| < 1.5^{\circ} \qquad (۲)$$

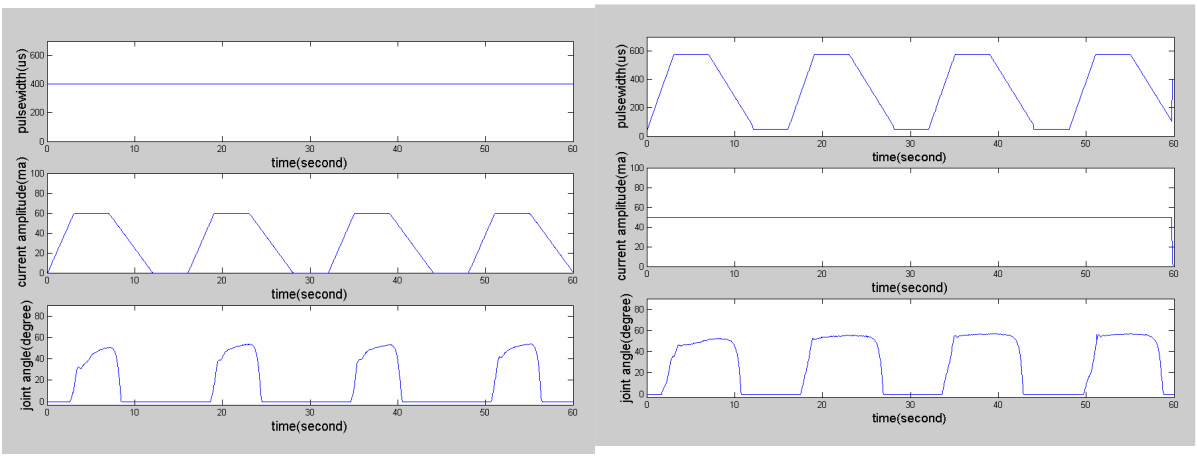
در اینجا، $w(n)$ عرض پالس تحریک و $a(n)$ در زمان n، Φ_m زاویه اندازه گیری شده مفصل پا، Φ_d زاویه مطلوب است. در این قواعد سعی شده است هنگامیکه خطا زیاد باشد از مدولاسیون توام عرض و دامنه پالس استفاده شود، اما هنگامیکه خطا از یک حدی کاهش یافت فقط از مدولاسیون عرض پالس استفاده میشود. شکل (۹)، تغییرات زاویه مفصل پا، عرض و دامنه پالس تحریک را با بکارگیری قواعد تطبیق (۲) برای زاویه مطلوب۵۰ درجه نشان می دهد.

۵. نتیجه گیری و بحث

در این تحقیق یک سیستم تحریک کننده عصبی عضلانی مدار-بسته مبتنی بر کامپیوتر همه منظوره طراحی و ساخته شده است. این سیستم قادر به ایجاد هر نوع الگوی حرکتی برای عضو فلج است. به منظور ایجاد یک حرکت مطلوب در اعضای فلج، باید عضلات درگیر حرکت به میزان مناسب منقبض شده تا نیروی انقباضی لازم ایجاد شده و متعاقب آن گشتاور لازم در مفاصل تولید شود. سیستم قابلیت مدولاسیون عرض پالس و دامنه پالس تحریک را بطور همزمان داراست. این یکی از ویژگی های سیستم طراحی شده است. برای ایجاد یک حرکت کنترل شده در عضو فلج لازم است که در حین تحریک، اطلاعات لازم از وضعیت عضو اخذ و با استفاده از یک روش کنترلی مناسب دستورات حرکتی مناسب به عضو ارسال شود. سیستم طراحی شده قادر به اخذ بی درنگ اطلاعات تا ۱۶ کانال را دارد. بر اساس اطلاعات دریافتی و روش کنترل، سیستم قادر است که اطلاعات تحریک مناسب را به عضو ارسال دارد. سرعت بالای سیستم، امکان تغییرات سیگنال تحریک را بر اساس روش کنترلی برای هر پالس تحریک فراهم می کند. نرم افزار سیستم با استفاده از نرم افزار سیمولینک در مد بی درنگ و در محیط ویندوز گسترش داده شده است. استفاده کننده با استفاده از این نرم افزار می‌تواند به راحتی برنامه های مورد نظر را با استفاده از بلاک‌های متنوع موجود توسعه دهد. از همه مهمتر استفاده کننده قادر به گسترش هر نوع روش کنترلی می باشد. نتایج ارزیابی سیستم بر روی یک فرد ضایعه نخاعی نشان می دهد که سیستم بخوبی قادر به ایجاد هر نوع الگوی حرکتی است. علاوه بر این، کارائی سیستم در کنترل بی درنگ عضو فلج و حفظ موقعیت مفصل زانوی پا با بهره بردن از روش PID مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج کنترل عضو با روش PID نشان می‌دهد که سیستم قادر به تغییرات پارامترهای سیگنال تحریک بر طبق روش کنترل است.

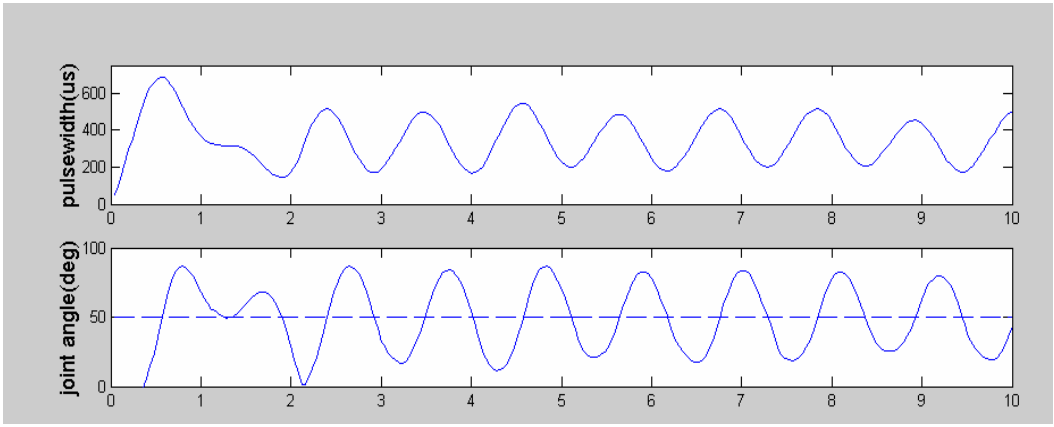
www.SID.ir

Archive of SID

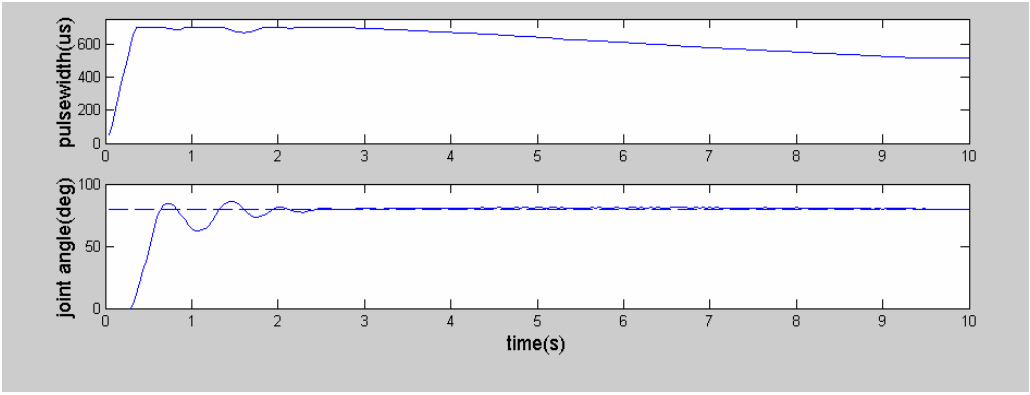


(ب) (الف)

شکل ۶. (الف) تحریک عضله با روش مدولاسیون عرض پالس، (ب) تحریک عضله با روش مدولاسیون دامنه پالس تحریک



(الف)

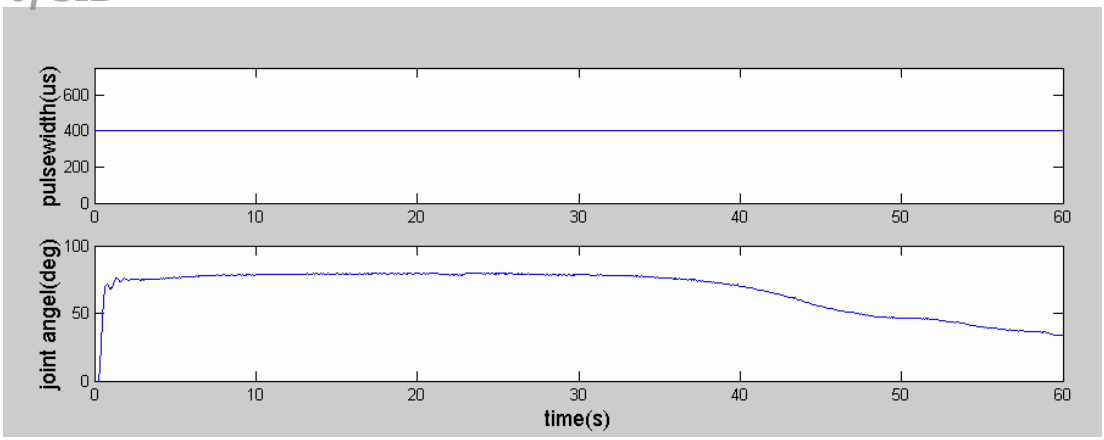


(ب)

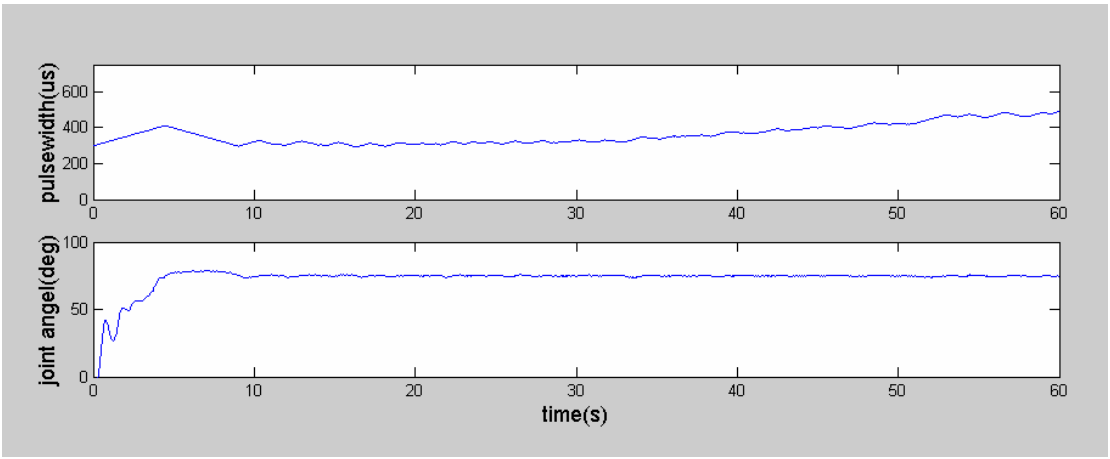
شکل ۷. کنترل PID زوایه مفصل پا در زاویه ۵۰ درجه و ۸۰ درجه (ب)

www.SID.ir

Archive of SID

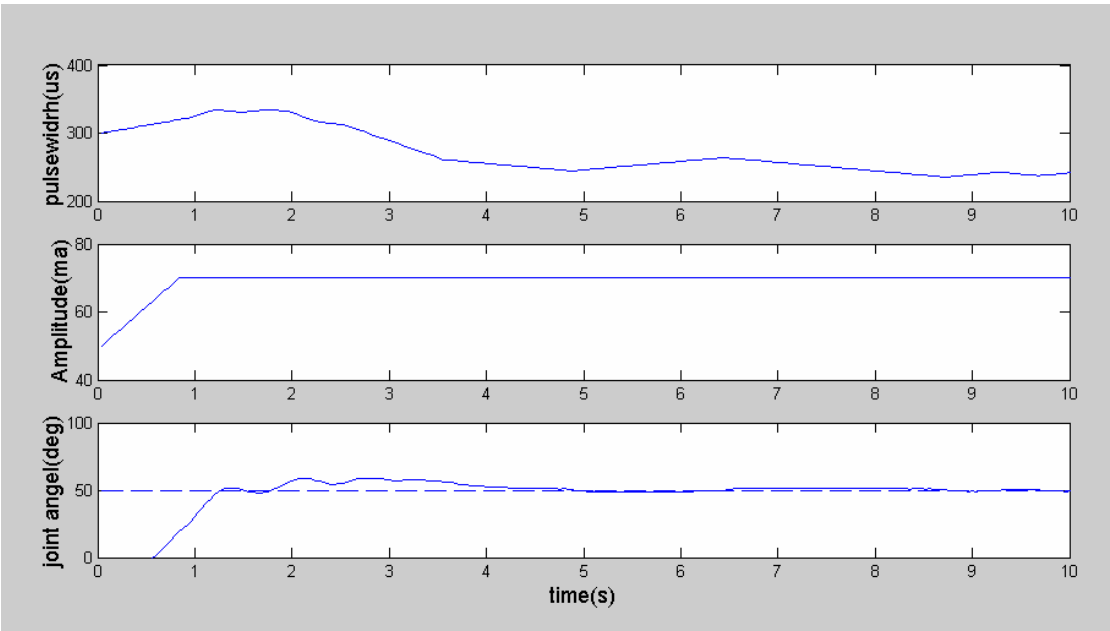


(الف)



(ب)

شکل ۸. تغییرات زاویه مفصل پا در یک تحریک طولانی مدت در حالت مدار-باز (الف). تغییرات زاویه مفصل پا و عرض پالس تحریک در یک تحریک طولانی مدت در حالت کنترل مدار-بسته (ب)



شکل ۹. تغییرات زاویه مفصل پا، عرض و دامنه پالس تحریک با بکارگیری فواعد تطبیق (رابطه ۲) برای زاویه مطلوب۵۰ درجه

www.SID.ir

Archive of SID

مراجع

[1] R. Kobetic, R. J. Triolo, and E.B. Marsolais, "*Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia*," IEEE Trans. Biomedical Eng. vol. 5, no. 1, 1997.

[2] J.A. Davis, R.J. Triolo, J. Uhlir, C. Bieri, L. Rohde, D. Lissy, and S. Kukke, "*Preliminary performance of a surgically implanted neuroprosthesis for standing and transfers-Where do we stand?*," Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 38, no. 6, 2001.

[3] C.J. Robinson, P.H. Peckham, and N. Hoshemia, "*Introduction to Functional electrical stimulation, neuroprosthetics, and rehabilitation engineering*," IEEE Trans.on Rehabilitation Eng., vol. 4, no. 4, 1996.

[4] P.H. Veltink and N. Donaldson, "*A perspective on the control of FES-supported standing*," IEEE Trans. On Rehabilitation Eng., vol. 6, no. 2, 1998.

[5] W. Durfee and K.E. MacLEAN, "*Methods for estimating recruitment curves of electrically stimulated muscle*," IEEE Trans. Biomedical Eng. vol. 36, no. 7, 1989.

[6] Geoffery B.Thrope "*A Computer Controlled Multichannel Stimulation System for Laboratory Use in Functional Neuromuscular Stimulation*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, no. 6, 1985.

[7] Kurt A. Kacszmark "*A 16 Channel 8 Parameter Waveform Electrical Stimulation System*", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 38, no. 10, 1991.

[8] The Mathworks, Inc, Simulink: *Dynamic System Simulation for Matlab*, Natick, MA, The Mathworks, 1998-2000.

[9] The Mathworks, Inc, *Real-Time Windows Target*, Natick, MA, The Mathworks, 1999-2000.

[10] V.D. Kalanovic, D. Popovic, and N.T. Skaug, "*Feedback error learning neural network for trans-femoral prosthesis*," IEEE Trans.on Rehabilitation Eng., vol.84, no.1, 2000.

قدردانی و تشکر

این سیستم در آزمایشگاه ابزار دقیق پزشکی گروه مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ مهندسی برق دانشگاه علم و صنعت ایران، تحت نظارت دکتر عباس عرفانیان امیدوار و با حمایت مالی معاونت پژوهشی این دانشگاه طراحی و ساخته شده است. آزمایش‌های انسانی و پردازش‌های این تحقیق در آزمایشگاه کنترل سیستم های عصبی- عضلانی این دانشگاه انجام شده است.

www.SID.ir