

کنترل ترکیبی نیرو - موقعیت پروتز دست مصنوعی با یک درجه آزادی

سعید بهرامی مقدم^۱، احمد حاجی پور^۲، علیرضا اکبرزاده توتونچی^۳، سید محمد الهی^۴، حامد جعفرزاده^۵

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد مکترونیک دانشگاه حکیم سبزواری

۲- عضو هیئت علمی دانشگاه حکیم سبزواری

۳- عضو هیئت علمی دانشگاه فردوسی مشهد

۴- دانشجوی کارشناسی ارشد انرژی هسته ای دانشگاه شهید بهشتی

۵- دانشجوی کارشناسی سخت افزار دانشگاه فردوسی مشهد

چکیده

در این مقاله استفاده از ترکیب کنترل فازی/PD به همراه سیگنال ارادی EMG برای کنترل (نیرو- موقعیت) پروتز مصنوعی با یک درجه آزادی که از چهار لینک اصلی تشکیل شده است، پیشنهاد می شود. در ابتدا، مدل دینامیک پروتز دست را که با استفاده از روش نیوتن اوایلر به دست آمده است شرح می دهیم و سپس، به نحوه طراحی ترکیب کنترل کننده PD به همراه منطق فازی و سیگنال EMG و در مرحله بعد به سیگنال EMG و نحوه بکار گیری آن در سیستم کنترلی پروتز می پردازیم. در انتها کنترل کننده پیشنهادی را به اختصار شرح می دهیم. سیستم کنترلی شامل دو قسمت است، قسمت اول مربوط به کنترل ارادی و فرآیند تبدیل سیگنال EMG به سیگنال پله هست و قسمت دوم مربوط به کنترل غیرارادی است که شامل دو حلقه است. در حلقه بیرونی (کنترل نیرو) از کنترل کننده PD و در حلقه درونی (کنترل موقعیت) از منطق فازی بهره گرفته شده است. با استفاده از مدل دینامیک، سیستم را در برنامه متلب شبیه سازی کرده و سیستم کنترل کننده به همراه سیگنال EMG به آن اعمال می شود. نتایج شبیه سازی نشان می دهد که عملکرد کنترل ترکیبی (نیرو-موقعیت) با کنترل کننده های منطق فازی/EMG/PD بسیار فراتر از حد انتظار است.

واژگان کلیدی: EMG، پروتز، PD، منطق فازی، 1DOF prosthetic hand

مقدمه

هر شخصی که عضوی را از دست می دهد با توجه به محدودیت هایی که در طول زندگی با آن ها مواجه می شود از پروتز جایگزین انتظارات بالایی همانند عضو زنده ازدست داد خود دارد. گر چه محققان بسیاری در حال حاضر روش های مختلف کنترل را بر روی انواع پروتزهای دست پیاده سازی کرده اند، اما هنوز به نمونه ای با مهارت و چابکی دست انسان نرسیده اند و متأسفانه فاصله بسیاری با نمونه زنده و طبیعی دارند. دلیل اصلی این محدودیت ها ضعف فناوری در صنایع مختلف مرتبط (Carrozza et al, 2005) است.

(Tomovic et al, 1962) یکی از مهم ترین بخش های طراحی یک پروتز دست، طراحی سیستم کنترلی آن است که در شرح داده شده است. پروتز نامبرده قدیمی ترین پروتز دست هوشمند می باشد. این پروتز دارای دو سطح کنترلی است؛ یک حلقه کنترلی حرکت و یک حلقه کنترل ساده انطباق پذیر. در اوایل قرن اخیر با توجه به پیشرفت های علوم مهندسی سیستم های کنترلگر تنها به کنترل موقعیت و سرعت محدود می شد، ولی در سال ۱۹۷۲ پروتز گروم برای اولین بار از سیستم کنترل (Groome, R.C.T, 1972) بازخورد نیرو از راه دور بهره گرفت

در ابتدا تحقیقات کنترل نیرو برای طراحی روبات های صنعتی آغاز گردید. در سال ۱۹۸۱، ری برت و کریگ متد کنترل ترکیبی کلاسیک (موقعیت- نیرو) را پیشنهاد دادند. این روش، کنترل انطباقی را تحقق بخشید که در آن کنترل نیرو و (Raibert et al, 1981) موقعیت بروی دو مسیر مجزا طراحی شده بود

سیستم کنترل دارای دو حلقه است. حلقه کنترلی اولیه بر روی رابط بین پروتز و کاربر اعمال می شود بدین ترتیب که سیگنال کنترلی الکترومایوگرافی از سطح پوستی که عضله موردنظر قرار دارد، به شیوه ای غیرتهاجمی به وسیله الکترودهای (Muzumdar, A, 2004) سطحی دریافت می شود

حلقه کنترلی دوم اغلب بر پایه ی موقعیت/ سرعت و یا بازخورد نیروی دست مصنوعی با توجه به انتظار کاربر اقدام موثری را انجام می دهد تا پروتز از لحاظ کارایی به عضو اولیه نزدیک تر شود. هنگامی که دست مصنوعی جسمی را می گیرد، معمولاً دو وضعیت به وجود می آید: مرحله قبل از گرفتن جسم و مرحله ای در بعد از گرفتن جسم.

در مرحله اول دست با شیء موردنظر هیچ گونه تماسی ندارد، فاصله بین انگشتان دست و جسم نامشخص است. معلولان از پروتز انتظار دارند که عمل چنگ زدن را به سرعت دست طبیعی ازدست داده خود انجام دهد. هنگامی که دست تقریباً به جسم برخورد می کند، باید آن را به نرمی لمس کند به جهت اجتناب از وارد شدن ضربه ای ناگهانی جسم مورد نظر. در مرحله (Gaok zhu et al, 2013). گرفتن جسم جرم آن نیز ناشناخته می باشد

بدون اعمال نیروی کافی پروتز به شیء باعث لغزیدن آن در دست می شود و در مقابل اعمال نیروی بیش از اندازه ممکن است منجر به آسیب دیدن اشیاء ظریف بشود لذا برای رفع این گونه از مشکلات، دست مصنوعی نیاز به یک متد کنترلی کارآمد و (Sciavicco et al, 2000) سریع دارد

استراتژی کنترل ترکیبی مورد استفاده در ساخت پروتزهای زیر، آینده بسیار روشنی را رقم زده است.

(Sciavicco et al, 2000), (Scherillo et al, 2003), (Dillon et al, 2005).

انگبرد پیشنهاد یک کنترل ترکیبی با حلقه کنترلی داخلی نیرو/ سرعت و همچنین یک حلقه کنترل نیرو خارجی موقعیت / (Engeberg et al, 2008). سرعت (که با استفاده از یک کنترل مد لغزشی است) را داده است

این کنترل کننده برای جلوگیری از اضافه جهش نیروی ناخواسته موثر می باشد، وی از این پیشنهاد برای رسیدن به نیروی مطلوب در گرفتن و ایجاد حالتی پایدار با حداقل لغزش در زمان گرفتن اجسام بهره برده است.

در این مقاله، یک کنترل نیروی موقعیت ترکیبی پیشنهاد شده است برای تحقق بخشیدن به کنترل نیروی دقیق و تقریباً بدون هیچ اضافه جهش ناخواسته ای. سیستم کنترلی ارائه شده برای پروتز با یک درجه آزادی و استفاده از یک ورودی EMG به سیستم کنترل نه تنها موقعیت و سرعت انگشتان دست و انگشت شست را قبل از تماس با جسم کنترل می کند، بلکه نیروی اعمال شده به جسم را بعد از گرفتن جسم کنترل می نماید (Li et al, 1997).

کنترل کننده ترکیبی فازی/PD (نیرو-موقعیت) به همراه سیگنال ارادی EMG، دارای یک حلقه بازخورد نیرو بیرونی دارد که با استفاده از روش کنترل مشتق نسبی (PD) جهت به حداقل رساندن خطای بین نیروهای واقعی اعمال می شود و همچنین دارای یک حلقه بازخورد موقعیت داخلی است که با استفاده از کنترل کننده فازی (FLC) است که در (Doun et al, 2008) و (Li et al, 1997) شرح داده شده است. مدل دینامیک دست مصنوعی متشکل از یک سیستم چهار لینکی به همراه، یک میکرو موتور DC، دو چرخ دنده و یک فنر مجازی است.

از مزایای این پروتز (شکل ۱-۱) سادگی استفاده برای کاربر، قیمت های مناسب و نداشتن پیچیدگی های دست های مصنوعی با درجات آزادی بالاتر است. در حال حاضر در اکثر دست های تجاری از یک یا دو کانال EMG استفاده می شود. از یک کانال جهت باز یا بسته نمودن انگشتان و از دیگری جهت چرخاندن مچ دست، اما دلیل استفاده زیادتر از ۲ کانال چیست؟

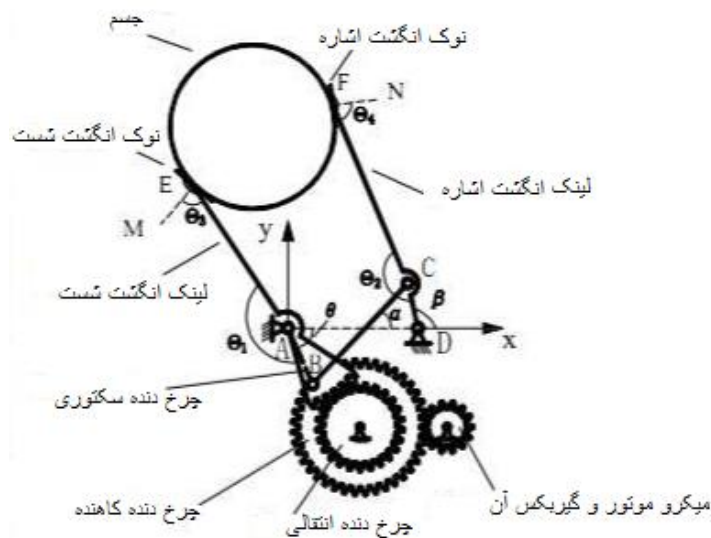
EMG سطح پوست دریافت می شود و حاصل انقباض عضلانی (عمل/ استراحت) سلول های عصبی عضلانی هست. اگر سیستم از تعداد زیادی سیگنال فوق برای کنترل دست استفاده نماید پیچیدگی های خاصی در بخش های الکترونیک و کنترل به وجود می آید از جمله می توان به دریافت نویز بسیار بالا، به زحمت افتادن کاربر در منقبض کردن عضلات هدف و همچنین افت پاسخ دهی پروتز بر اثر حجم بالای اطلاعات وارد شده به قسمت الکترونیک را اشاره کرد (M.Zecca et al, 2002).



شکل ۱- پروتز دست با یک درجه آزادی

روش تحقیق

همان طور که در (شکل ۲-۲) نشان داده شده است، ساختار اصلی دست مصنوعی ارائه شده شامل یک میکرو موتور DC، چرخ دنده و یک سیستم ارتباط است؛ که این مجموعه به دست تنها یک درجه آزادی می دهد. میکرو موتور، چرخ دنده سکتوری را توسط یک چرخ دنده کاهنده و یک چرخ دنده انتقالی به حرکت درمی آورد. لینک شست و چرخ دنده سکتوری توسط یک شفت به انگشت اشاره متصل شده است. از آنجا که تنها محرک انگشت اشاره شاتون (BC) متصل به چرخ دنده سکتوری هست، باز و بسته شدن انگشت اشاره کاملاً تابع انگشت شست است. نقطه A به عنوان مرکز شعاع AD است که بر روی محور x در دستگاه مختصات دکارتی قرار دارد.



شکل ۲- طرح شماتیک دست مصنوعی

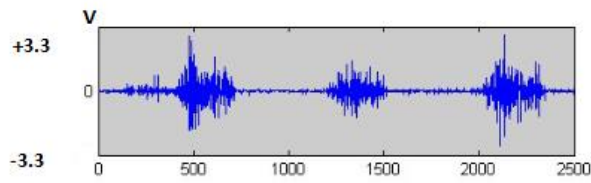
به منظور یکسان سازی روابط تمامی واحدها در سیستم بین المللی SI تعریف شده است و کلیه معادلات ریاضی حاکم بر آن در حوزه مکانیک کلاسیک هست که توضیح پارامترها به مربوطه در (جدول-۱) است.

جدول-۱: توضیح پارامترها

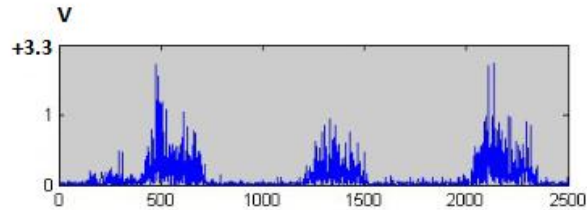
نامگذاری تعریف	نامگذاری تعریف
R_0 شعاع چرخ دنده سکتوری	R_d مقاومت پایانه موتور
U_N ولتاژ نامی موتور	K_e ثابت نیروی ضد محرکه
m_3 جرم BC	K_f ثابت زمانی
J_A اینرسی لینک تست در A	L_d اندوکتانس موتور
J_D اینرسی لینک اشاره در D	J_m اینرسی روتور
J_{C3} اینرسی در مرکز BC	T_f اصطکاک گشتاور موتور
θ زاویه محور AB	B ضریب ویسکوزیته موتور
α زاویه محور BC	u ولتاژ ورودی موتور
β زاویه محور CD	ω سرعت روتور
s فاصله از سر E تا F	i جریان مدار روتور
u_f ولتاژ خروجی از کنترل کننده و ورودی موتور	T_L بار گشتاور موتور
u_0 ولتاژ اولیه موتور	i_f نسبت بین گیر بکس موتور و چرخ دنده ی کاهنده
	i_d نسبت بین چرخ دنده ی انتقالی و چرخ دنده سکتوری
	L_k طول لینک ها
	θ_j زاویه بین لینک ها

سیستم دارای یک سیگنال ورودی است که بر کنترل کننده حلقه اول، اعمال شده است. این سیگنال را کاربر ایجاد می کند. بدین نحو که سیگنال دریافتی الکترومایوگرافی از طرق الکترودهای سطحی از پوست دریافت می شود، ماهیت تولید این سیگنال کاملاً به اختیار شخص است، بسیاری از دستگاه های کنترل مبتنی EMG قادر به کنترل تنها یک درجه آزادی برای پروتزها هستند، برای مثال استفاده برخی از موارد کاربردی را برای: باز کردن / بستن، حرکت دادن مچ دست یا آرنج ذکر کرد. این دستگاه ها به طور کلی به استخراج دامنه EMG و یا نرخ تغییرات آن با استفاده از دو الکتروود قرار داده شده در دو عضله biceps و یا triceps brachii ... می پردازد. از اطلاعات استخراج شده جهت استفاده تعریف حالت های دست و یا برای کنترل سرعت یا قدرت متناسب با اراده کاربر استفاده می شود (M.Zecca et al,2002)(Konrad,2005).

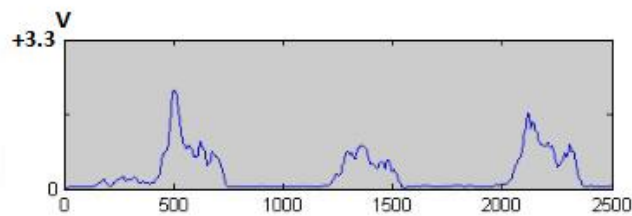
در مرحله نخست سیگنال تولید شده به دلیل اختلاف پتانسیل کم (در حدود ۵ میلی ولت) وارد به تقویت کننده عملیاتی تفاضلی می شود (شکل-۳) و سپس عمل یکسو سازی بر روی آن اعمال می شود (شکل-۴). سیگنال یک سو شده پس از گذشتن از یک پالایه پایین گذر (سیگنال-۵)، بازیابی مبتنی بر آستانه تحریک می شود به نحوی که این سیگنال را برای ساده کردن شبیه سازی به شکل سیگنال پله در نظر می گیریم (شکل-۶) (R. A. R. C. Gopura,2013). برای انعطاف پذیر بودن هر چه بیشتر سیستم، سیگنال ورودی به واحد کنترل پروتز را در سه سطح تعریف می نمایم، این عمل علاوه بر باز و بست کردن دست، نگاه داشتن جسم را نیز می تواند به اختیار خود کاربر انجام دهد. برای حصول بهتر این نتیجه از کنترل فازی می توان بهره گرفت که در این مقاله به نحوه پیاده سازی آن نمی پردازیم.



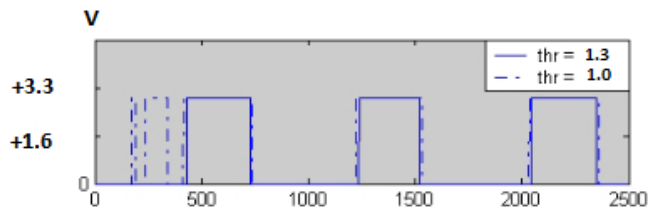
شکل-۳: سیگنال EMG تقویت شده



شکل-۴: سیگنال یکسو سازی شده

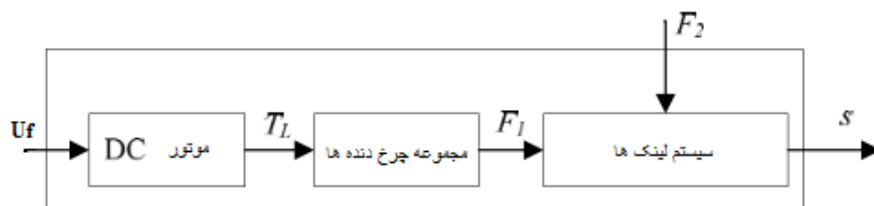


شکل-۵: سیگنال یک سو شده پس از عبور از فیلتر پایین گذر



شکل-۶: سیگنال بازیابی شده مبتنی بر آستانه تحریک

طرحی که در (شکل-۷) ترسیم شده است، مدل سیستم هست؛ که در آن U_f ولتاژ ورودی به موتور DC است، T_L گشتاور بار بر روی موتور است. F_1 نیروی محرک میان چرخ دنده های انتقالی و سکتوری هست. F_2 نیروی وارد شده از طرف جسم هنگام گرفتن آن هست و S هم بیانگر فاصله نوک انگشتان است.



شکل-۷: مدل پروتز دست

میکرو موتور DC دارای گیربکس فلزی ظریفی است که در اینجا اصطکاک گشتاور که شامل اصطکاک کولنی و اصطکاک استاتیک می شود، به عنوان یک ثابت در نظر گرفته شده اند که راستای آن در جهت مخالف سرعت زاویه ای موتور است. مدل دینامیکی موتور به شرح زیر داده شده است:

$$J_m \dot{\omega} = K_t i - B\omega - T_L - \text{sgn}(\omega) \cdot T_f \quad (1)$$

(۲)

$$u = L_a \dot{i} + K_e \omega + R_a i$$

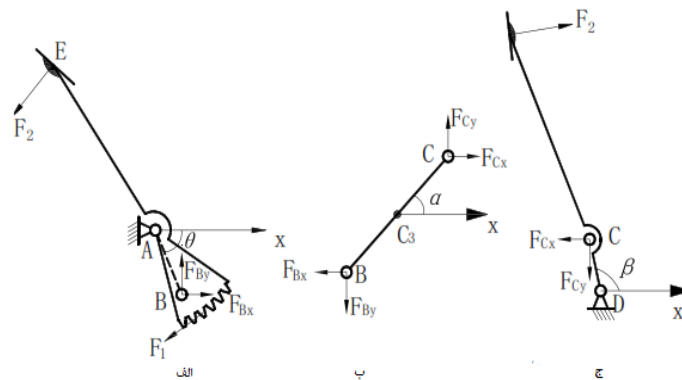
که در آن $\text{sgn}(\omega)$ به عنوان ۰، ۱-، یا ۱+ بسته به اینکه ω صفر، منفی یا مثبت است تعریف شده است (در جهت خلاف عقربه ساعت در جهت مثبت است).

بر طبق خواص هندسی مکانیسم چهار لینک، معادلات آن به سادگی معادلات ذکر شده در پایین هست:

$$L_2 \cos \theta + L_3 \cos \alpha = L_1 + L_4 \cos \beta \quad (3)$$

$$L_2 \sin \theta + L_3 \sin \alpha = L_4 \sin \beta \quad (4)$$

به منظور تعیین معادلات تعادل لحظه ای در لینک های مختلف سیستم دست مصنوعی، تجزیه و تحلیل مکانیکی آن در (شکل ۸-نشان داده شده است.



شکل ۸- تجزیه و تحلیل مکانیکی لینک ها (الف) لینک انگشت شست (ب) اتصال میله (ج) لینک انگشت اشاره

بر اساس قوانین مکانیک کلاسیک نیوتن، معادلات تعادل به دست آمده به شرح زیر است:

$$J_A \ddot{\theta} = F_1 R_0 - F_2 L_5 \sin \Theta_3 - F_{Bx} L_2 \sin(-\theta) - F_{By} L_2 \cos \theta \quad (5)$$

$$J_{C3} \ddot{\alpha} = F_{Bx} L_{C3} \sin \alpha + F_{Cx} (L_3 - L_{C3}) \sin \alpha - F_{By} L_{C3} \cos \alpha - F_{Cy} (L_3 - L_{C3}) \cos \alpha \quad (6)$$

$$J_D \ddot{\beta} = F_{Cx} L_4 \sin \beta + F_{Cy} L_4 \cos(\pi - \beta) - F_2 \sin \Theta_4 [L_6 + L_4 \sin(\Theta_2 - \frac{\pi}{2})] \quad (7)$$

که در اینجا F_1 نیروی وارد بر لینک انگشت شست است اما چرخنده انتقالی با آن مقاومت می کند. همچنین F_{BX} ، F_{CY} ، F_{BY} و F_{CX} نیروهای وارد بر میله رابطاند که کاملاً به F_1 بستگی دارند. F_2 نیروی وارد بر نوک انگشتان است که به صورت عمود بر سطح نوک انگشتان می باشد. LC_3 فاصله بین نقطه B و نقطه C_3 هست و نقطه C_3 مرکز جرم برای لینک BC است. میزان نیروی وارد بر لینک BC از معادلات زیر حاصل می شود:

$$m_3 a_{C3x} = F_{Cx} - F_{Bx} \quad (8)$$

$$m_3 a_{C3y} = F_{Cy} - F_{By} \quad (9)$$

مبتنی بر خصوصیات چرخنده انتقالی، گشتاور بار بر روی موتور برابر است با:

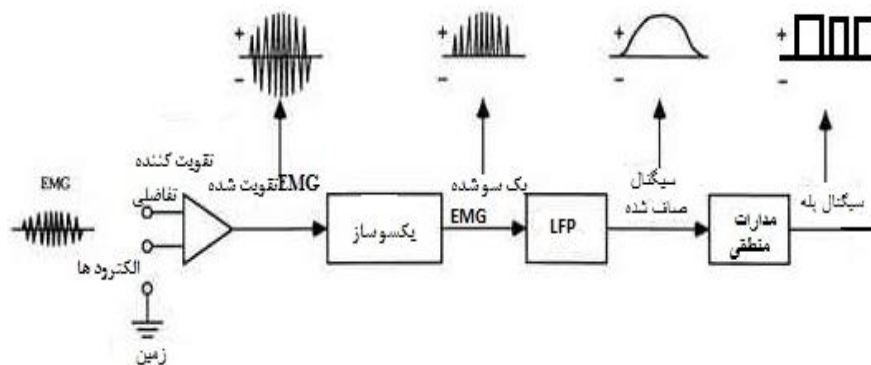
$$T_L = F_1 R_0 / (i_1 i_2) \quad (10)$$

تعریف مختصات نوک انگشت شست و نوک انگشت اشاره، به ترتیب $E(X_e, Y_e)$ و $F(X_f, Y_f)$ هست. با توجه به روابط هندسی فاصله بین نوک انگشتان E و F این گونه بیان می گردد:

$$s = EF = \sqrt{(x_e - x_f)^2 + (y_e - y_f)^2} \quad (11)$$

کنترل کننده ترکیبی فازی/PD به همراه پتانسیل ارادی EMG برای کنترل (نیرو- موقعیت) طراحی شده است. این سیستم کنترلی نیز دارای دو حلقه بازخورد است. حلقه کنترل بیرونی برای نیرو و حلقه کنترل درونی برای کنترل موقعیت است.

در این سیستم همان طور که گفته شد تنها یک ورودی (EMG) برای کنترل پروتز استفاده می شود که با توضیحات گذشته مدل آن در (شکل-۹) ترسیم شده است.



شکل-۹: مدل سیگنال EMG ورودی به پروتز

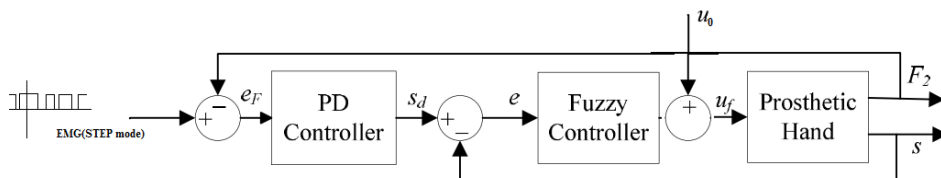
در حلقه بیرونی از کنترل کننده PD استفاده شده است، زیرا PD از ترکیب موازی دو نوع کنترلگر مشتق گیر و انتگرالی ایجاد می شود، کنترل کننده مشتق گیر دارای این مشخصه است که خود را سریعاً با تغییرات ورودی هماهنگ می کنند لذا در مواردی که پاسخ سریع خروجی مدنظر است می توان از این نوع کنترل گرها استفاده کرد اما از آنجایی که عمل مشتق گیری باعث تقویت نویزهای موجود در محیط پروسه و همچنین حساسیت آن که تنها نسبت به تغییرات ورودی

است ، سبب شده است که مشتق گیرها به تنهایی مورد استفاده قرار قرار گرفته نشوند بلکه هرگاه نیاز به خاصیت مشتق گیری در یک رویه باشد، کنترل کننده آن را به صورت مشتق گیر / تناسبی ، مشتق گیر / انتگرالی و یا مشتق گیر / تناسبی / انتگرالی بکار ببرند.

دلیل دیگر استفاده از کنترل کننده PD، سرومکانیزم بودن سیستم مکانیکی / کنترلی است، زیرا این سیستم دارای یک میکرو موتور DC است و دو حلقه کنترلی، مستقیم یا غیرمستقیم بر کنترل موقعیت میکرو موتور (موقعیت برابر انتگرال سرعت و سرعت برابر با نرخ تغییرات موقعیت) اثر دارند، مناسب است (شکل-۱۰).

$$s_d = K_{Fp} e_F + K_{Fd} \dot{e}_F \quad (12)$$

در این معادله E_F خطا نیرو، S_d فاصله مطلوب، K_{Fp} ضریب تناسب و K_{Fd} ضریب مشتق است. S_d نیز خروجی کنترل کننده PD جهت تعیین فاصله مطلوب بین نوک انگشت شست و انگشت اشاره هست (Li et al, 2006).

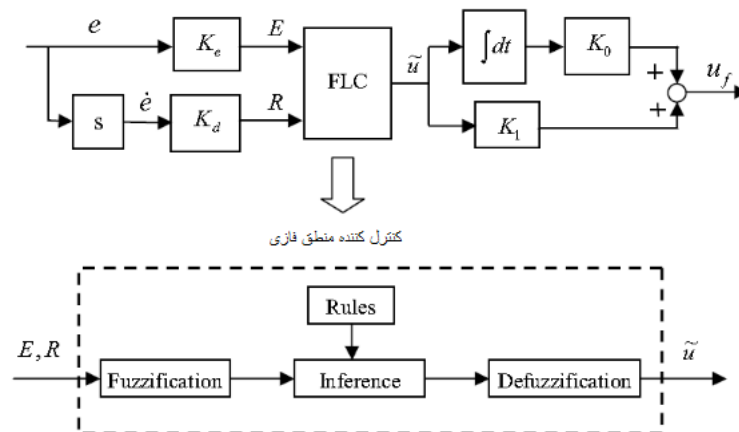


شکل-۱۰: مدل کامل سیستم کنترل پروتز

در حلقه داخلی، کنترل کننده منطق فازی (FLC) به منظور بهبود عملکرد ضد تداخلی و تطابق بیشتر پارامترهای سیستم استفاده شده است و ورودی کنترل کننده فازی خطای موقعیت است، خطا موقعیت e بدین نحو تعریف می شود: (Li et al, 1997)

$$e = s_d - s \quad (13)$$

در اینجا S فاصله واقعی دو سرانگشت شست و اشاره است. جزئیات بیشتر طراحی کنترل کننده فازی را در (Li et al, 1997) و (Doun et al, 2008) موجود است. در این مقاله تنها به ساختار سیستم کنترل فازی اکتفا می کنیم (شکل-۱۱).



شکل-۱۱: ساختار کنترل کننده فازی

دو ورودی برای کنترل کننده فازی در نظر گرفته شده است، یک ورودی، مشتق خطای فاصله و ورودی دیگر خود خطای فاصله است. مقادیر هر ورودی را هفت وضعیت خوشه بندی کرده و بازه ها را برچسب گذاری می کنیم (جدول-۲).

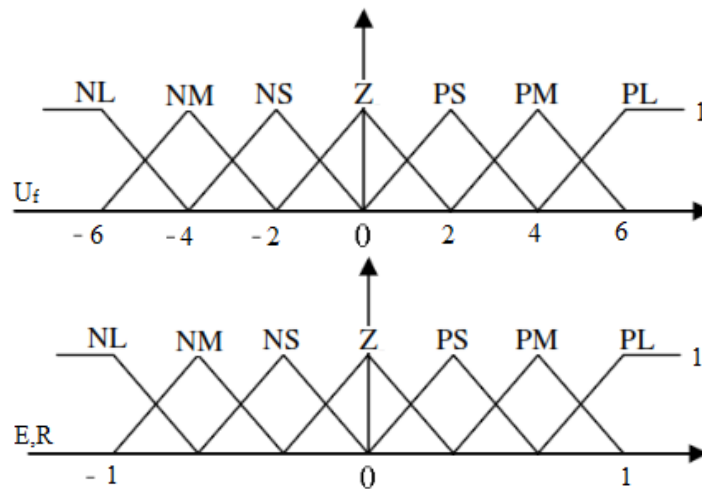
منفی بزرگ (NL)، متوسط منفی (NM)، منفی کوچک (NS)، صفر (Z)، مثبت کوچک (PS)، مثبت متوسط (PM) و مثبت بزرگ (PL).

قوانین کنترل کننده فازی به فرم زیر اتخاذ شده اند:

If (R is PL) and (E is NL) then (Uf is Z) (۱۳)

جدول-۲: قوانین تعیین شده در کنترل فازی

R/E	NL	NM	NS	Z	PS	PM	PL
PL	Z	PS	PM	PL	PL	PL	PL
PM	NS	Z	PS	PM	PL	PL	PL
PS	NM	NS	Z	PS	PM	PL	PL
ZR	NL	NM	NS	Z	PS	PM	PL
NS	NL	NL	NM	NS	Z	PS	PM
NM	NL	NL	NL	NM	NS	Z	PS
NL	NL	NL	NL	NL	NM	NS	Z



شکل-۱۱: تابع عضویت مثلثی برای ورودی و خروجی

همان طور که در (شکل-۱۱) ملاحظه می کنید، توابع عضویت مثلثی را برای ورودی و خروجی انتخاب نموده ایم. مشتق خطا و خطای ورودی درجه عضویتی بین (۱ و -۱) و درجه عضویت خروجی بین (۶ و -۶) قرار گرفته شده است. خروجی کنترل کننده فازی چون مستقیماً به ولتاژ ورودی میکرو موتور DC وارد می شود، لذا با ولتاژ نامی آن متناسب شده است.

برای پیاده سازی سیستم شبیه سازی شده ، اجسام را به صورت فنی مجازی در نظر خواهیم گرفت. جسم بعد از آنکه که توسط پروتز گرفته می شود، بر سرانگشتان آن نیرویی در خلاف جهت و عمود به آن وارد می شود که همان نیروی عکس العمل فنی است، F2 نام گذاری شده است. ضریب ثابت فنر را ثابت و به صورت خطی در نظر می گیریم.

$$k = 200N/m, 0 \leq l \leq 12 \quad (14)$$

که I حداکثر فاصله سر دو انگشت و K نیز ثابت فنر هست؛ بنابراین F2 برابر می شود با:

$$F2 = K \times (S - S_0), 0 \leq S \leq S_0 \quad (15)$$

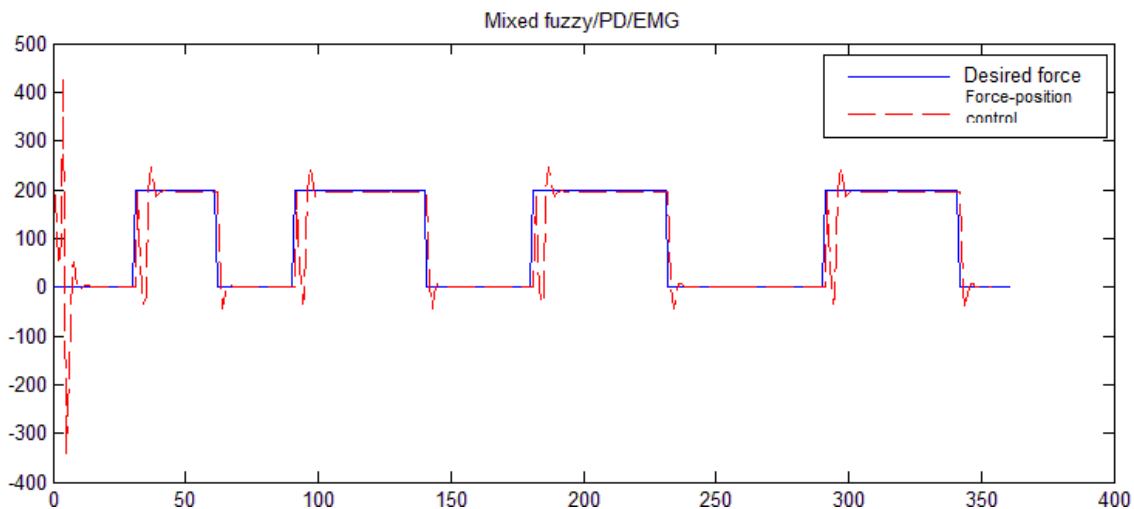
عملکرد کنترل در پاسخ پله، ولتاژ اعمال شده به ورودی موتور و مقایسه موقعیت مطلوب و موقعیت کنترل شده توسط سیستم کنترل به ترتیب در (شکل-۱۲) و (شکل-۱۳) و (شکل-۱۴) نشان داده شده است. برای پارامترهای حلقه کنترل نیرو (PD) مقادیر زیر انتخاب شده است:

$$K_{Fd} = 0.833464, K_{Fp} = 1.3$$

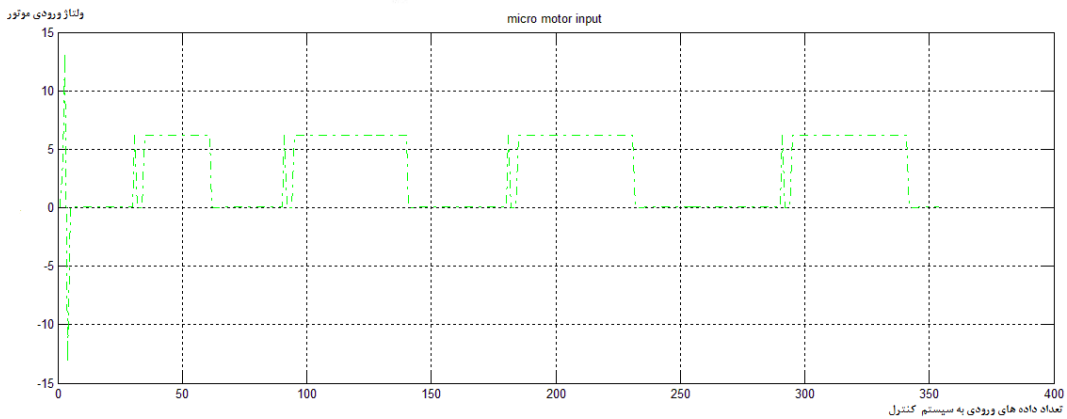
و برای پارامترهای حلقه کنترل موقعیت (کنترل کننده فازی) مقادیر زیر انتخاب شده است:

$$K_t = 100, K_o = 1, K_d = 0.000002, K_e = 0.00006$$

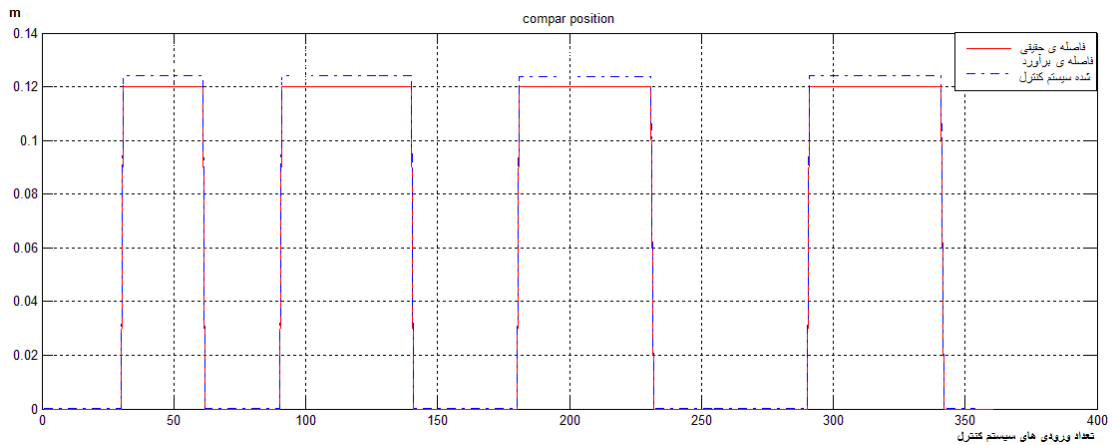
ثابت فنر نیز $K = 200$ در نظر گرفته شده است، در (جدول-۳) مقادیر پارامترهای دیگر سیستم دست مصنوعی ذکر شده اند.



شکل-۱۲: عملکرد سیستم کنترل در پاسخ پله (EMG)



شکل-۱۳: ولتاژ خروجی از سیستم کنترل به ورودی میکرو موتور DC



شکل-۱۴: مقایسه فاصله واقعی با فاصله محاسبه شده توسط سیستم کنترل

جدول-۳: مقادیر پارامترهای سیستم دست مصنوعی

i_1	i_2	$R_a [\Omega]$	$K_c [Vs/wad]$	$K_t [Nm/A]$	$L_a [H]$	$J_m [kgm^2]$	$T_f [Nm]$	$B [Nms/rad]$
۱۰:۱	۱۲.۵:۱	۱.۹۴	۰.۰۰۶۹۲	۰.۰۰۶۹	۴.۵×10^{-2}	۲.۷×10^{-7}	۲×10^{-4}	۱×10^{-8}
$L_1 [m]$	$L_2 [m]$	$L_3 [m]$	$L_4 [m]$	$L_5 [m]$	$L_6 [m]$	$R_0 [m]$	$\Theta_1 [rad]$	$\Theta_2 [rad]$
۰.۰۴۰۲	۰.۰۱۹	۰.۰۴۲	۰.۰۱۴۲	۰.۰۵۲۷	۰.۶	۰.۰۲۵۲	۲.۲۲	۲.۹۷
$\Theta_3 [rad]$	$\Theta_4 [rad]$	$m_3 [kg]$	$J_A [kgm^2]$	$J_D [kgm^2]$	$\theta [rad]$	$s [m]$	$U_N [V]$	$\omega_N [rad/s]$
۱.۲۷	۱.۲	۰.۰۰۷	۲.۱×10^{-3}	۱.۵×10^{-4}	$-۱.۵۱ \sim -۰.۸۸$	$۰ \sim ۰.۱۲$	۶	۸۳۷.۸

نتایج شبیه سازی (شکل ۱۲ ~ شکل ۱۴) نشان می دهد که طرح کنترل پیشنهادی با ترکیب کنترل های فازی/PD (نیرو- موقعیت)، همراه با EMG عملکرد خوبی بر سیستم دست مصنوعی دارد. توجه داشته باشید که نیروها تقریباً از حد خارج شده نیستند و دست مصنوعی می تواند اشیاء مختلف را با اراده کاربر ضمن محاسبه نیروی دقیق مورد نیاز بگیرد. در هنگام گرفتن فنر مجازی توسط پروتز، تأثیر اندکی بر روی سیگنال های کنترلی مشاهده می شود.

این موتور باند مرده بزرگی را دارا است که دلایل آن عبارتند از: اصطکاک کولن، پدیده Backlash و اصطکاک ویسکوزیته که مجموعه این مسائل کنترل کردن نیرو را در لحظه اولیه بسیار دشوار می کند. دلیل دشواری، ولتاژ منفی است که به موتور از کنترل کننده داده می شود بنابراین برای حفظ دقیق نیروی چنگ زدن، سیگنال کنترلی مکرراً به ورودی موتور اعمال می شود.

بحث و نتیجه گیری

روش ترکیب کنترل فازی/PD (نیرو- موقعیت) به همراه سیگنال ارادی EMG پیشنهاد شده است برای کنترل دست مصنوعی با یک درجه آزادی. با استفاده از تنها یک ورودی به سیستم کنترل نه فقط موقعیت و سرعت بلکه انگشت شست و انگشت اشاره نیز به وسیله یک حلقه داخلی بازخورد موقعیت و نیروی گرفتن اجسام توسط یک حلقه بازخورد خارجی کنترل می شود.

حلقه داخلی اقتباسی از یک استراتژی کنترل منطق فازی است و حلقه بیرونی با استفاده از روش PD است. سیگنال EMG را در طی مراحل به سیگنال پله تبدیل نمودیم و توسط شبیه سازی و با فرض دارای خاصیت فنی بودن اجسام عملکرد سیستم را مورد بررسی قرار دادیم و سیستم کنترل پیشنهاد شده را به پروتز اعمال کردیم. نتایج شبیه سازی اثربخشی روش کنترل را نشان می دهد.

در آینده پیشنهاد می شود که سیستم کنترل به صورت عملی بر روی پروتز پیاده شود و مدت زمان یادگیری کاربر و نحوه ارتباط او با محیط مورد بررسی قرار گیرد و همچنین توصیه می شود که برای بهبود عملکرد سیستم کنترل از الگوریتم های بهینه سازی جهت انتخاب مناسب تر ضریب های کنترلی استفاده شود.

۱- منابع

Carrozza, M. C. (2005). On the development of a novel adaptive prosthetic hand with compliant joints: experimental latform and EMG control. *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (pp. 3951–3956). Oskoei: IEEE/RSJ.

Direct neural sensory feedback and control of a prosthetic arm. (۲۰۰۵). Dillon, G. H Rehabil, england: IEEE Trans

Effective tuning method for fuzzy PID with internal model control. (۲۰۰۸). Duan, X. L ۸۳۲۳–۸۳۱۷, *Ind. Eng. Chem. Res*

Robustness of fuzzy PID controller due to its inherent saturation. (۴۷۶–۴۷۰). Duan, X. L ۲۰۱۲, *Journal of Process Control*

- Hybrid force-velocity sliding mode control of a prosthetic .Engeberg, E. M (۲۰۰۸).
IEEE Trans hand .۱۵۸۱-۱۵۷۲
- Adaptive Fuzzy PID Force Control for a Prosthetic Hand .Gaoke Zhu, X. D (۲۰۱۳).
Applied Mechanics and Materials .۱۰۱-۹۳
- Hybrid Force-Position Fuzzy Control .Gaoke Zhu, X. D (۲۰۱۳).
Springer .۴۲۶-۴۱۵
- Force Feedback Steering of teleoperator System., Master* .Groome, R (۱۹۷۲).
Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology
- The ABC of EMG* .Konrad, P (۲۰۰۵).
Messa: Noraxon INC
- Fuzzy variable structure control .Li, H. G (۱۹۹۷).
IEEE Trans .۳۱۲-۳۰۶
- PID Control System Analysis and Design .Li, Y. K (۲۰۰۶).
IEEE Control system .۴۱-۳۲
- Control of Multifunctional Prosthetic Hands by Processing the .M. Zecca, S. M (۲۰۰۲).
Electromyographic Signal *TMCritical Reviews* .
in Biomedical Engineering .۴۵۹-
۴۸۵
- Berlin: Springer *Powered Upper Limb Protheses* .(۲۰۰۴) Muzumdar, A
- Recent Trends in EMG-Based Control Methods for* .(۲۰۱۳) R. A. R. C. Gopura, D. S
InTech :Rijeka
- Hybrid position/force control of manipulator .(۱۹۸۱) Raibert, M. C
Transactions of the .
ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control .۱۳۳-۱۲۶
- Parallel force/position control of a novel biomechatronic hand .(۲۰۰۳) Scherillo, P. S
Tokyo: *IEEE/ASME Int Conf. Adv. Intell. Mechatronic* .prosthesis
IEEE/ASME Int
- Modeling and Control of Robot Manipulators* .(۲۰۰۰) Sciavicco, L. S
New .(نسخه ۲nd)
York: Springer
- An adaptive artificial hand .(۱۹۶۲) Tomovic, R. B
IRE Transactions on Automatic .۳-
۱۰



دومین کنفرانس بین المللی و سومین همایش ملی
کاربرد فناوری های نوین در علوم مهندسی



2nd International Conference & 3rd National Conference on New Technologies Application in Engineering

February 25 2016

۰۶ اسفند ماه ۱۳۹۴