Archive of SID

مجموعه مقالات
دهمین کنفرانس مهندسی پزشکی ایران

طراحی کنترلر فازی برای حفظ تعادل بدن انسان در وضعیت ایستاده

مریم هویت طلب (مربی)
حامد مقتدری (دانشجوی کارشناسی ارشد)
دانشکده مهندسی مکانیک
دانشگاه صنعتی شریف

چکیده

برای تحلیل رفتار بدن انسان جهت حفظ تعادل ناگزیر از مدل کردن دینامیکی و کنترلی بدن انسان می‌باشیم. در این پژوهش با استفاده از روشهای موجود در طراحی کنترلرهای فازی بدون درگیرشدن در حل معادلات و پیچیدگی‌های مدل دینامیکی، کنترلری فازی بر اساس مدل پاندول معکوس طراحی نموده‌ایم که با توجه به متغیرهای حالت در مفاصل که از طریق حساسه‌ها در مدل‌های حقیقی اندازه‌گیری شده‌اند، گشتاورهای لازم در مفاصل را برای پایداری و حفظ تعادل بدست می‌دهد. در نهایت پاسخ بدن انسان تحت اغتشاش اعمال‌شده را با پاسخ کنترلر مقایسه نموده‌ایم که تطابق و سازگاری نسبی را نشان می‌دهد، نتایج حاکی از آن است که استراتژی کنترل در بدن انسان توسط مفاصل بطور مستقل صورت نمی‌پذیرد و با ترتیب خاصی انجام می‌شود. در حالیکه پاسخ کنترلر در مفاصل ران و زانو نسبت به عملکرد بدن تأخیر فاز را نشان می‌دهد، در مفصل مچ پا با تقدم زمانی نسبت به بدن اقدام می‌نماید. برای بدست آوردن نتایج دقیقتر باید از کنترلرهای پیچیده‌تر استفاده نمود و نیز استراتژی کنترل توسط سیستم عصبی را در نظر گرفت.

کلمات کلیدی : تعادل بدن انسان، کنترلر فازی، پاندول معکوس

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

در بدن انسان حفظ تعادل و پایداری بوسیله یک سیستم پیچیده عصبی-عضلانی صورت می‌پذیرد. برای تحلیل و توصیف چنین سیستم پیچیده‌ای با تمام جوانب و جزئیات، مدل کامل و همه جانبه‌ای وجود ندارد و چنانکه واضح است بدون مدل هم امکان مطالعه و تحلیل کمی چنین ساختار پیچیده‌ای غیر ممکن است.

در بدن انسان اطلاعات از انواع حساسه‌های مختلف در نقاط گوناگون بدن جمع‌آوری می‌شوند و در پی پردازش مغز و ارسال سیگنال‌های مناسب، بدن به وسیله یک ساختار عضله-استخوانی (muschloskeletal) که مشتمل بر ۷۵۰ عضله و ۲۰۰ درجه آزادی است کنترل می‌شود [1]

از اوائل دهه هفتاد نیاز به مطالعه دقیق‌تر دینامیک بدن انسان موجب شکل گرفتن اولین مدل دینامیکی برای بدن انسان شد در این مدل که توسط Nashner (1971) ارائه شد بدن انسان بصورت یک عضو صلب که تنها حول یک مفصل در انتهای آن به عنوان مچ پا می‌توانست دوران کند توصیف شد [2]. به دنبال آن Camana (1977) به یک ساختار دو عضوی که دارای آزادی دورانی در مفصل کمر هم بود پیشنهاد کرد [3].

برای دست‌یابی به نتایج دقیق‌تر و نزدیک‌تر به بدن واقعی Yang (1990) یک زنجیره باز سینماتیکی با سه عضو که علاوه بر درجات آزادی قبلی مفصلی هم برای مدل کردن زانو اضافه شده بود را مبنای کار خود برای محاسبات بعدی قرار داد [4].

در مقاله Barin (1989) برای مقایسه و ارزیابی مدل‌ها و سازگاری آن با رفتار واقعی بدن انسان یک سیستم روش‌مند ارائه شد که از نتایج آن نشان‌دادن سازگاری مدل چهار عضوی که در حقیقت یک زنجیره سینماتیکی با چهار مفصل متناظر با مفاصل مچ پا، زانو، کمر و گردن است، با نتایج ثبت شده از رفتار دینامیکی بدن انسان بود.

در زمینه مدل‌کردن ساختار کنترل کننده بدن در جهت حفظ تعادل نیز تلاشهایی صورت گرفته است که از جمله آنها Hemami (1976) و همکارانش هستند که با استفاده از تئوری کنترل پسخوراند مداری طراحی کردند که با استفاده از حل دینامیکی و سینماتیکی، گشتاورهای لازم برای حفظ تعادل را بدست می‌آورد و در مفاصل اعمال می‌کند. مدل استفاده شده برای دینامیک بدن انسان زنجیر سینماتیکی دو عضوی بوده است [5].

www.SID.ir

Archive of SID

در تحقیقی دیگر Hemami,Camana (1976) سعی شده تا با استفاده از پسخوراند کنترلر غیرخطی جوابهای قابل‌قبول‌تری برای گشتاورهای اعمالی در مفاصل بدست آید که تا حدودی در بهبود پاسخ‌ها و سازگاری با نتایج تجربی مؤثر بود [6].

نکته مشترک تمام این مدل‌سازیها و طرح‌های مدل کنترلی در این است که برای تحلیل سیستم و بدست آوردن گشتاورهای لازم کنترل‌کننده اعمالی در مفاصل، در هر مرحله سیستم از نظر دینامیکی باید حل‌شده باشد و در مورد مدل‌های چند عضوی این محدودیت مستلزم حل معادلات دینامیکی سیستم با روشهای تکرار عددی مانند رانج-کوتا، نیوتن-رافسون یا اویلر می‌باشد که موجب حجم بالای عملیات ریاضی و محاسبات عددی و درگیر شدن در پیچیدگیهای مدل دینامیکی است.

لذا در این مقاله سعی شده تا با استفاده از روشهای موجود در طراحی کنترلرهای فازی بدون درگیرشدن در حل معادلات دینامیکی کنترلری طراحی شود که با توجه به متغیرهای حالت مفاصل $(\theta,\dot{\theta})$ که با حساسه‌ها اندازه‌گیری می‌شوند گشتاورهای لازم برای پایداری و حفظ تعادل را با سهولت و سرعت بیشتری روی مفاصل بدست می‌دهد.

توصیف مدل دینامیکی

بیان شد که هرگونه تحلیل یا طراحی کنترلر وابسته به انتخاب یک مدل دینامیکی مناسب و تشریح خصوصیات آن است. در این مقاله با توجه به نتایج بدست آمده توسط Barin (1989) برای مدل کردن بدن انسان یک زنجیره چهارعضوی صلب لحاظ شده است که دارای چهار مفصل متناظر با مفاصل مچ پا، زانو، کمر، و گردن در بدن انسان می‌باشد. برای حفظ سادگی مدل تا حد امکان این اعضا دو بعدی فرض می‌شوند و حرکات دو نیمه بدن کاملاً متقارن فرض می‌شود لذا تمامی پارامترها در صفحه عرضی میانی (Saggital) اندازه‌گیری و بیان می‌شوند. عضوهای زنجیره سینماتیکی مزبور که چهار عضو هستند هر کدام اندامی از بدن را مدل می‌کنند که عبارتند از ساق، ران، بالاتنه و سر که بوسیله مفاصل یک درجه آزادی لولایی به هم متصل شده‌اند.

می‌توان هرکدام از این مفاصل و عضوها را با متغیر کنترلی T وارد بر مفاصل انتهای که مبتنی بر $\theta,\dot{\theta}$ (متغیرهای حالت) آن مفصل بدست می‌آید کنترل نمود.

متغیرهای مفصلی $\theta,\dot{\theta}$ در هر مفصل نسبت به وضعیت تعادل توسط حساسه‌ها اندازه‌گیری می‌شوند و وسایل اندازه‌گیری باید نسبت به حالت تعادل کالیبره شوند.

www.SID.ir

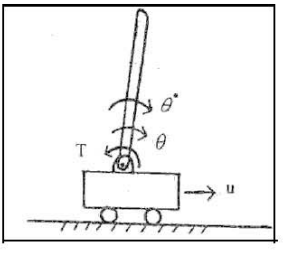
Archive of SID

ضمناً همانطور که مشهود است T گشتاور کنترل‌کننده اعمالی روی هر مفصل است که با اعلام مقدار آن توسط کنترلر از طریق کارانداز‌ها روی مفاصل مدل اعمال می‌شود.

این مسئله با دقت خوبی می‌تواند به چهار مسئله مشابه تجزیه شود و هر قسمت با کنترلری مستقل در نظر گرفته شود. در این صورت می‌توان حل این مسئله را با حل مسئله پاندول معکوس شبیه‌سازی نمود.

لذا مسئله اصلی در اینجا به حل مسئله کنترل یک پاندول معکوس می‌انجامد که بطور مشابه در این مسئله هم متغیرهای حالت $\theta, \dot{\theta}$ در مفصل یک درجه آزادی لولایی می‌باشد و متغیر کنترل‌کننده هم یا T گشتاور اعمالی روی مفصل و یا u سرعت پایه پاندول معکوس است. از نتایج بدست آمده توسط Yang (1990)، $\theta, \dot{\theta}$ مفاصل بدن در اثر اعمال اغتشاش (از پشت و در ناحیه کمر) استخراج گردید و با اعمال مدل پاندول معکوس برای هر عضو به استخراج T ، گشتاور اعمالی در مفاصل پرداختیم.

طرح کلی مسئله پاندول معکوس بصورت شماتیک در شکل (۱) آمده است.



شکل ۱- مدل دینامیکی پاندول معکوس

طراحی کنترلر فازی برای پاندول معکوس

همانطور که ذکر شد برای احتراز از ورود به حل دینامیکی و محاسبات مدلی ریاضی از رهیافت کنترل فازی به این مسئله می‌پردازیم. که در آن قواعد شهودی و تجربی دانش انسانی با انتقال به فضای ریاضیات بجای فرموله کردن رفتار سیستم برای کنترل و شناخت رفتار آن بکار می‌روند.

صورت‌بندی دانش تجربی بصورت پایگاه قواعد فازی

www.SID.ir

Archive of SID

جالب توجه است که هر کودکی می‌تواند یک میله بلند را روی کف دست خود نگاه دارد و تعادل آن را حفظ کند بدون اینکه از معادلات دینامیکی و فیزیکی حاکم بر آن ساختار که شبیه پاندول معکوس است مطلع باشد. او با یک الگوریتم سعی و خطا و یک تجربه شهودی این پایداری را بوجود می‌آورد. دانش و الگویی را که آن کودک در کنترل تعادل میله بکار می‌برد نمی‌توان به فرم معادلات دیفرانسیل حرکت یا معادلات دینامیکی نوشت بلکه آن الگو قابل بیان توسط قوانین و قواعد کلامی می‌باشد. و می‌دانیم که در فضای کلامی متغیرها مقادیر عددی و رقمی نمی‌پذیرند و مقادیر آنها همان لغات کلامی معمول هستند.

صورت‌بندی این قواعد برای مسئله پاندول معکوس توسط Yamakawa (1989) تشریح شده است و بنابر نتایج بدست آمده در تحلیل پایداری، پاندول معکوس بطور عام کنترل گردیده است [7].

در تشریح مسئله بیان گردید که متغیرهای این مسئله $\theta, \dot{\theta}$ و T هستند بنابر دیدگاه سیستم فازی، اگر این متغیرها را متغیر کلامی فرض کنیم مقادیر اتخاذ شده توسط آنها نیز برخاسته از فضای کلامی گفتار است که با در نظر گرفتن امکان وجود $\theta, \dot{\theta}$ و T در دو جهت مختلف و مشخص کردن آنها بصورت مثبت و منفی به شکل زیر بیان می‌شوند :

مثبت کم	PS :	منفی کم	NS :
مثبت زیاد	PL :	منفی زیاد	NL :
مثبت متوسط	PM :	منفی متوسط	NM :
تقریباً صفر	ZR :		

با توجه به مقادیر متغیرهای کلامی که بصورت فوق تعریف شد و بنابر دانش شهودی می‌توان پایگاه قواعد کنترلر فازی را به شکل هفت قانون زیر بیان کرد :

(۱) اگر θ ، PM باشد و $\dot{\theta}$ ، ZR باشد آنگاه T ، PM است.

(۲) اگر θ ، PS باشد و $\dot{\theta}$ ، PS باشد آنگاه T ، PS است.

(۳) اگر θ ، PS باشد و $\dot{\theta}$ ، NS باشد آنگاه T ، ZR است.

(٤) اگر θ ، NM باشد و $\dot{\theta}$ ، ZR باشد آنگاه T ، NM است.

(٥) اگر θ ، NS باشد و $\dot{\theta}$ ، NS باشد آنگاه T ، NS است.

(٦) اگر θ ، NS باشد و $\dot{\theta}$ ، PS باشد آنگاه T ، ZR است.

(۷) اگر θ ، ZR باشد و $\dot{\theta}$ ، ZR باشد آنگاه T ، ZR است.

www.SID.ir

Archive of SID

توصیف مجموعه‌های فازی

گام بعدی در مراحل طراحی کنترلر توصیف مجموعه‌های فازی مرتبط با مقادیر متغیرهای کلامی بصورت ریاضی است که این کار در سیستم‌های فازی بوسیله تعریف توابع عضویت برای مقادیر کلامی که عبارتند از PL,PM,PS,ZR,NL,NS,NM صورت می‌گیرد. برای ساده‌تر شدن روابط می‌توان دامنه طبیعی مقادیر θ و $\dot{\theta}$ و T را بین ۳ و ۳- در نظر گرفت و بعد با توجه به مقادیر، فرم تغییرات آن توابع را با ضرائب مناسب کالیبره کرد. لذا می‌توان توابع عضویت مقادیر مزبور، μ ، را مستقل از اینکه مربوط به θ و $\dot{\theta}$ یا T باشند بصورت زیر تعریف نمود:

$$\mu_{PS}(x)=\begin{cases}0 & x<0\\ x & 0<x\le 1\\ 2-x & 1<x\le 2\\ 0 & 2<x\end{cases}$$

$$\mu_{ZR}(x)=\begin{cases}0 & x<-1\\ x+1 & -1<x\le 0\\ 1-x & 0<x\le 1\\ 0 & 1<x\end{cases}$$

$$\mu_{NS}(x)=\begin{cases}0 & x<-2\\ x+2 & -2<x\le -1\\ -x & -1<x\le 0\\ 0 & 0<x\end{cases}$$

$$\mu_{NM}(x)=\begin{cases}0 & x<-3\\ x+3 & -3<x\le -2\\ -1-x & -2<x\le -1\\ 0 & -1<x\end{cases}$$

$$\mu_{PM}(x)=\begin{cases}0 & x<1\\ x-1 & 1<x\le 2\\ 3-x & 2<x\le 3\\ 0 & 3<x\end{cases}$$

$$\mu_{PL}(x)=\begin{cases}0 & x<2\\ x-2 & 2<x\le 3\\ 1 & 3<x\end{cases}$$

$$\mu_{NZ}(x)=\begin{cases}0 & x>-2\\ -2-x & -3<x\le -2\\ 1 & x<-3\end{cases}$$

استخراج رابطه کنترلر فازی

حال مبتنی بر پایگاه قواعد فازی و توصیف مجموعه‌های فازی به صورت ریاضی توسط توابع عضویت باید یک رابطه تحلیلی برای کنترلر فازی بدست آوریم.

با استفاده از تعابیر مختلف برای توصیفات ریاضی فازی، ماشین‌های استنتاج فازی متفاوتی بدست می‌آید که یکی از متداول‌ترین آنها ماشین استنتاج حاصل‌ضربی (Product Inference Engine) است که با ترکیب آن با فازیگر یکه (Singleton Fuzzifier) و دفازیگر متوسط مرکزی (Center Average Defuzzifier) رابطه کلی برای این کنترلر به شکل زیر بیان می‌شود:

www.SID.ir

Archive of SID

$$f(x)=\frac{\sum_{l=1}^{M} y^{l}\left(\prod_{i=1}^{n}\mu_{A_i^l}(X_i)\right)}{\sum_{l=1}^{M}\left(\prod_{i=1}^{n}\mu_{A_i^l}(X_i)\right)}$$

که در آن A_i^l مجموعه‌های فازی دامنه ورودی و $\mu_{A_i^l}(X)$ تابع عضویت هر کدام از مجموعه‌ها، l شمارنده قواعد شرطی و M تعداد قواعد شرطی و n تعداد عبارات شرط می‌باشد.

در مسئله مزبور با توجه به ورودیهای θ ، $f(\theta)$ که همان T است محاسبه می‌شود. نتایج بدست آمده در بخش ارزشیابی عملکرد آورده شده است.

مقایسه پاسخ کنترلر با نتایج تجربی و ارزیابی عملکرد آن

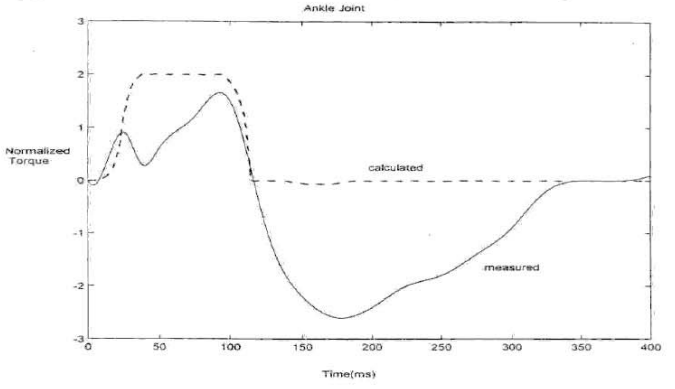
با استفاده از یک برنامه رایانه‌ای قواعد (۱) تا (۷) و مقادیر θ را در روابط (۸) و (۹) برلی کنترلر اعمال کردیم و در هر θ خاص، از طریق رابطه کنترلر گشتاور T را در هر مفصل محاسبه نموده‌ایم.

با استفاده از الگوریتم پیشنهاد شده توسط Wang برای طراحی مجموعه‌های فازی و اختصاص توابع عضویت به آنها که در مراحل طراحی این کنترلر کاملاً رعایت شده است، بنابر قضیه‌ای که در ریاضیات فازی اثبات می‌شود پایداری کنترلر تضمین شده است. این پایداری بر اساس معیار پایداری ورودی-خروجی (Input-Output Stability) می‌باشد [8].

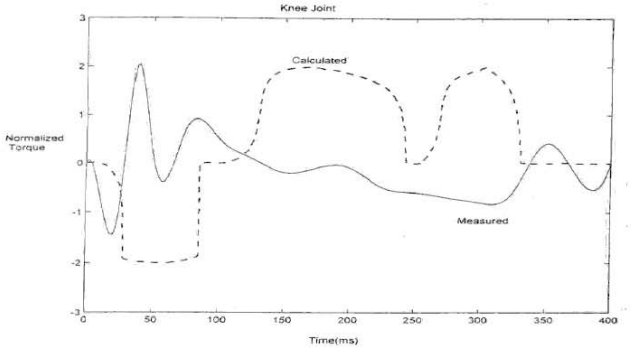
مقادیر گشتاورهای بدست آمده بصورت خروجی‌های کنترلر فازی در نمودارهای اشکال ۲ تا ٤ به ترتیب برای مفاصل مچ پا، زانو و ران با مقادیر تجربی بدست آمده توسط Yang (1990)، مقایسه گردیده‌اند. همچنانکه مشهود است روند کیفی تغییرات گشتاور محاسبه شده توسط کنترلر فازی تطابق خوبی را با مقادیر اندازه‌گیری شده نشان می‌دهد. در مفصل مچ پا کنترلر زودتر از بدن انسان نسبت به پایداری مفصل اقدام کرده (شکل ۲) در حالیکه در مفصل زانو (شکل ۳) و ران (شکل ٤) نسبت به عملکرد بدن تأخیر فاز نشان می‌دهد. دلیل این تأخیر در استراتژی کنترل بدن است که بصورت مستقل در مفاصل عمل نمی‌نماید.

www.SID.ir

Archive of SID



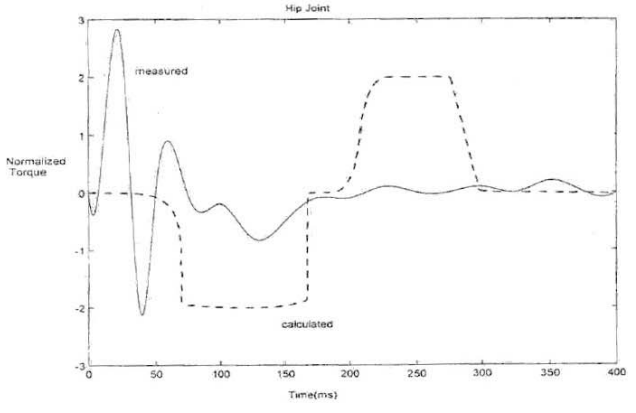
شکل ۲- تغییرات گشتاور اندازه‌گیری شده (خط پر) و گشتاور محاسبه شده توسط کنترلر فازی (خط چین) در طول زمان برای مفصل مچ پا



شکل ۳- تغییرات گشتاور اندازه‌گیری شده (خط پر) و گشتاور محاسبه شده توسط کنترلر فازی (خط چین) در طول زمان برای مفصل زانو

www.SID.ir

Archive of SID



شکل ٤- تغییرات گشتاور اندازه‌گیری شده (خط پر) و گشتاور محاسبه شده توسط کنترلر فازی (خط چین) در طول زمان برای مفصل ران

نتیجه‌گیری

همانگونه که بیان شد رهیافت فازی علاوه بر ارضاء کردن شروط پایداری و سازگاری نسبی با نتایج تجربی مزیت‌های زیر را نیز دارا می‌باشد :

- سادگی مراحل طراحی و کم هزینه بودن آن
- سرعت در طراحی و عملکرد بخاطر وارد نشدن در پیچیدگیهای حل مدل دینامیکی
- محدودیت نداشتن صوری مدل زیرا به حل دینامیکی آن احتیاج نداریم و می‌توان در صورت لزوم از مدل‌های پیچیده‌تری استفاده کرد

از نتایج بدست آمده در این پژوهش نیز می‌توان استنتاج نمود که :

- با توجه به سطح زیر منحنی بطور کلی کنترلر انرژی بیشتری را برای متعادل‌کردن سیستم بدن صرف می‌کند.(نسبت به عملکرد دستگاه عصبی)
- استراتژی کنترل دربدن انسان توسط مفاصل مستقل نیست و بسته به محل اغتشاش با ترتیب خاصی عمل می‌کند.

www.SID.ir

Archive of SID

با توجه به نکات فوق می‌توان برای مطالعات دقیق‌تر و عمیق‌تر رهیافت‌های زیر را در پیش گرفت :

- استفاده از مدل‌هال کاملتر سه‌بعدی
- استفاده از ایده سیستم‌های کنترل چندلایه که خود کنترلر فازی توسط یک کنترلر استاندارد کنترل می‌شود (supervisory control)

مراجع

1. Barin, K., " Evaluation of a generalized Model of Human Postural Dynamics and Control in the sagittal plane" ,Biological Cybernetics,1989,Vol.61,pp. 37-50
2. Nashner, L.M., "A model describing vestibular detection of body Sway motion",Acta. Otolaryngol.,Vol.72,1971,pp. 429-436
3. Camana, P.C.,Hemami, H., Stockwell, C.W., "Determination of feedback for human posture Control without physical intervention",J.Cybern.,Vol.7,1977,pp. 199-225
4. Yang, J.F., Winter, D.A., Wells, R.P., "Postural Dynamics in the standing Human",Biol. Cybern.,Vol.62,1990,pp. 309-320
5. Hemami, H.,Golliday C.L., "The inverted pendulum and biped stability",Math. Biosci.,Vol.34,1977,pp. 95-110
6. Hemami, H., Camana P.C., "Nonlinear feedback in simple locomotion Systems",IEEE Trans.,AC-Vol.212,1976,pp. 855-860
7. Yamakawa, T., "Stabilization of an inverted pendulum by a high-speed fuzzy logic Controller hardware systems",Fuzzy sets and systems,Vol.32,1989,pp. 161-180
8. Wang, L.X.,A Course in fuzzy systems and Control,Prentice-Hall,Inc.,1977

www.SID.ir