



Computational Intelligence in Electrical Engineering
Vol. 13, No. 3, 2022
Research Paper

Modeling of human eye behavior based on motion tracking using optimal linear square fuzzy controller

Alireza Rezaee

¹ Assistant Professor, Interdisciplinary Technology group, Department of Mechatronics engineering, Faculty of new Sciences and Technologies, University of Tehran-Tehran-Iran

Abstract:

The choice of a mathematical model of eye movement has had a significant impact on scientific research. This research resulted in a controlling robotic arm that could follow the movement of the human eye and thoroughly examine the structure of the human eye. Exploring the previous models, a model equivalent to a robot with two degrees of freedom is presented. Then, by designing and simulating an optimal linear square controller on the desired system, we could model an eye robot. The purpose of tracking is to target the system, which is shown by simulating this controller. This paper describes how to design a fuzzy controller for the system by presenting the simulation results. Finally, the performance of the two control methods in non-zero initial conditions, rapid eye movements, and uncertainty in the model system constructions are compared. The simulation results show that despite the system control provided by both control methods, the fuzzy control method has a better performance for tracking fast eye movements. This method is resistant to modeling uncertainties by using the qualitative behavior of the system instead of its exact mathematical model. Also, the smaller volume of simulation of control inputs in the fuzzy controller will significantly reduce costs by using this controller.

Keywords: EEG, fuzzy control, LQR control, modeling eye movement, eye movement control parameter.



This is an open access article under the CC BY-NC-ND/4.0/ License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).



<http://dx.doi.org/10.22108/isee.2021.126196.1430>

مدلسازی رفتار چشم انسان براساس تعقیب حرکت با استفاده از

کنترلر فازی بهینه مربع خطی

علیرضا رضائی

استادیار گروه بین‌رشته‌ای فناوری، بخش مهندسی مکاترونیک دانشکده علوم و فنون نوین - دانشگاه تهران -

تهران - ایران

arzaee@ut.ac.ir

چکیده: انتخاب مدل ریاضی حرکت چشم تأثیر مهمی در تحقیقات علمی داشته است. این پژوهش در ادامه این تحقیقات به مدلسازی یک بازوی رباتیک کنترلی انجام شد که با تعقیب حرکت چشم انسان طراحی می‌شود؛ به طوری که در ابتدا ساختار چشم انسان به‌طور کامل، بررسی و سپس با بررسی مدل‌های پیشین یک مدل، معادل یک ربات دو درجه آزادی برای آن ارائه می‌شود. در ادامه با طراحی و شبیه‌سازی یک کنترل‌کننده بهینه مربع خطی روی سیستم مدنظر نتیجه آن به مدلسازی ربات چشم یک کنترل‌کننده به‌منظور ردیابی برای سیستم مدنظر می‌انجامد که با شبیه‌سازی این کنترل‌کننده نتایج آن نشان داده می‌شود. در این مقاله، نحوه طراحی کنترل‌کننده فازی برای سیستم مدنظر با ارائه نتایج شبیه‌سازی حاصل از آن تشریح می‌شود. در نهایت، عملکرد دو روش کنترل در حضور شرایط اولیه غیر صفر، حرکت‌های سریع چشم و حضور عدم قطعیت در مدلسازی سیستم مقایسه می‌شوند. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهند با وجود کنترل سیستم توسط هر دو روش کنترل ارائه‌شده، روش کنترل فازی عملکرد مناسب‌تری برای تعقیب حرکت‌های سریع چشم دارد. این روش با استفاده از رفتار کیفی سیستم به جای مدل ریاضی دقیق آن نسبت به عدم قطعیت‌های مدلسازی مقاوم است. همچنین، با توجه به حجم کوچک‌تر شبیه‌سازی ورودی‌های کنترلی در کنترل‌کننده فازی، این مهم سبب کاهش هزینه‌ها با استفاده از این کنترل‌کننده خواهد شد.

واژه‌های کلیدی: EOG، کنترل فازی، کنترل LQR، مدلسازی حرکت چشم، پارامتر کنترل حرکت چشم

۱- مقدمه

نداشتن حضور فعالانه این افراد در اجتماع موجب تحمیل هزینه‌های سنگین ناشی از نادیده‌گرفتن توانایی آنها به جامعه می‌شود.

از این‌رو، به‌کارگیری فناوری‌های رایانه‌ای و اینترنتی می‌تواند گزینه مناسبی برای افراد مبتلا به ناتوانی در بهبود کیفیت زندگی و افزایش استقلال آنان باشد؛ به طوری که می‌توانند بدون خروج از منزل با استفاده از رایانه و اینترنت وارد فروشگاهها شوند یا سؤالات پزشکی و غیر پزشکی خود را تحقیق کنند. در این طرح سعی شده است با ایجاد یک فناوری جدید با ردیابی حرکات چشم، البته با طراحی یک کنترلر مقاوم قوی و مناسب، به افرادی که از نظر نخاعی مشکل دارند، امکان برقراری ارتباط با رایانه داده شود.

علاوه بر این، با به‌کارگیری سیستم نهایی به‌دست‌آمده از

هر ساله در سطح دنیا، تعداد زیادی از افراد در اثر عوامل و حوادث مختلف دچار آسیب‌های نخاعی می‌شوند.

به گزارش مرکز ضایعات نخاعی در ایران هر ساله افراد زیادی دچار آسیب نخاعی می‌شوند که متأسفانه به دلیل

^۱ تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۹/۰۹/۱۲

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۶/۰۹

نام نویسنده مسئول: علیرضا رضائی

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تهران - دانشگاه تهران - دانشکده علوم و فنون نوین - گروه بین‌رشته‌ای فناوری، بخش مهندسی مکاترونیک

است. این سیستم تا کنون فقط به صورت آزمایشگاهی و بیشتر روی حیوانات به منظور مطالعات روی حرکات مختلف چشم به کار گرفته شده است [۲-۸].

مالکومینگ [۹] با نصب دو جفت الکتروود روی عضلات *Zygomatcus major* و *supercili* عضلات 'Corrugators' موفق به اخذ سیگنال الکتریکی فعالیت این عضلات و استخراج یک معیار عاطفی متناسب با این فعالیت شدند. آنها مشاهده کردند هنگام داشتن احساس مثبت در استفاده صحیح از یک وسیله، فعالیت پتانسیل الکتریکی این عضلات از حالتی که وسیله استفاده شده ناصحیح قرار گرفته شده یا کاربری آن سخت است، بیشتر است.

ساروکا و همکارانش با قراردادن یک جفت الکتروود روی پیشانی نشان دادند با تداخل های کمی مثبت در یک بازی کامپیوتری، میزان فعالیت عضلات پیشانی و اخم به مقدار درخور توجهی کاهش می یابد [۱۰].

فریرا [۱۱] با قراردادن یک جفت الکتروود روی پیشانی توانست فرمان های کنترلی مناسب تولید شده فعالیت الکتریکی عضلات صورت را به ویلچر الکتریکی (EPW) دهد. همچنین، موفق شد قابلیت تشخیص بازبودن چشم ها را با استفاده از واریانس زیر باند آلفا EEG دریافتی با همان الکتروودها به ویلچر الکتریکی اضافه کند.

کیم و همکارانش [۱۲] با نصب یک جفت الکتروود روی هر عضله *Temporalis* توانستند سیگنال های مرتبط به هم را با فشردن دندان های آسیاب چپ، راست یا هر دو سمت به طور هم زمان و بستن چشم ها را دریافت کنند و با استفاده از ضرایب پیش بینی خطی (LPC) و مدل مارکوف پنهان (HMM) به میانگین نرخ جداسازی ۹۶٫۵ درصدی و ۹۷٫۱ درصدی به ترتیب برای گروه معلول و سالمند دست یابند.

اندروجانکر و همکارانش [۱۳] یک روش در اخذ سیگنال های پیشانی به نام *CyberLinkTM* ارائه کرده اند که در آن سه الکتروود روی پیشانی به وسیله یک کش سر نصب و سیگنال های اخذ شده با این الکتروودها پس از تقویت و پیش پردازش، به ۳ کانال فرکانسی مجزا و ۱۱ زیر باند تجزیه می شوند که این کانال ها همگی مربوط به EOG

این تحقیق قطعاً جذابیت های زیادی نیز برای این دسته کاربران خواهد داشت.

امروزه به ردیابی و تعقیب حرکات چشم برای کاربردهای مختلف از جمله ردیابی میزان و نحوه حرکت چشم روی نقاط مختلف تصاویر تبلیغاتی برای استخراج مسائل جذاب تر در تبلیغات، تشخیص بیماری های چشمی، کنترل حرکت ویلچر و ایجاد سیستم ارتباطی بین بیمار، پزشک و پرستار در بیمارستان ها توجه شده است که با تغییر نرم افزار سیستم به راحتی کاربری اثر به یکی از موارد اشاره شده تغییر می یابد.

۲- چشم انسان

عمر چشم از نظر حرکت، بیش از همه اعضای بدن است. در افراد پیر و حتی نابینا یا معلول در اثر صدمات نخاعی، آخرین عضو از بدن که هنوز به راحتی به حرکت خود ادامه می دهد، چشم آنهاست. همچنین، به لحاظ مزایا حرکات چشم نسبت به حرکت سایر اعضای بدن از نظر میزان سرعت عمل یا صرف انرژی، از اهمیت فوق العاده ای برخوردار است و انواع کاربردها و پردازش ها روی آن در حال گسترش است [۱].

۲-۱- روش های اخذ داده چشمی

۲-۱-۱ استفاده از لنزهای مغناطیسی

در این تکنیک یک سیم پیچ مغناطیسی که درون یک لنز از جنس پلاستیک نرم جاسازی شده است، روی صلبیه چشم کاربر قرار می گیرد. سپس فرد درون یک میدان مغناطیسی قرار داده می شود. با حرکات چشم به جهات مختلف، جریان خروجی سیم پیچ تغییر می کند و از روی آن، موقعیت چشم تخمین زده می شود. راه اندازی سیستم با این روش بسیار کند بوده و خطر خراشیدگی قرنیه و ایجاد حساسیت چشمی در کاربر بسیار بالاست.

علاوه بر اینکه هزینه تمام شده سیستم نیز بسیار زیاد است، به طوری که می توان گفت گران ترین تکنیک در ردیابی حرکات چشم همین روش است؛ ولی این روش دارای رزولوشن بسیار خوب در تفکیک فواصل توسط چشم

کوچک بین جلو و عقب چشم است، از طریق الکترودهایی اندازه‌گیری می‌شود که اطراف چشم، روی پوست نصب می‌شوند و سپس از روی آن موقعیت چشم تعیین می‌شود [۹].

در این روش، راه‌اندازی سیستم، کند و نیازمند آماده‌سازی پوست و به کار بردن الکترودها به‌طور دقیق بود. علاوه بر آن، در استفاده طولانی‌مدت نصب الکترودها روی پوست، حساسیت‌های پوستی ایجاد می‌کرد. آرتیفکت‌های ناشی از چشم‌زدن در این روش باعث ایجاد خطا بودند؛ اما از مزایای این سیستم، قیمت پایین آن است [۱۰-۱۵].

۲-۱-۳ استفاده از تکنیک تصویربرداری ویدئویی از حرکات چشم (VOG)

ثبت ویدئویی حرکات چشم از جمله روش‌هایی است که امروزه برای کنترل ویلچر و کامپیوتر بسیار شایان توجه قرار گرفته است. در این تکنیک، یک دوربین تصویربرداری در مقابل چشم فرد در محل مناسب قرار می‌گیرد و تکنیک‌های پردازش تصویر، تصویر گرفته‌شده از چشم را بررسی می‌کنند و موقعیت فعلی چشم تعیین می‌شود و بر اساس آن عمل مناسب انجام می‌گیرد [۱۶].

یکی از مشکلات این روش نسبت به دو روش قبلی در این است که ثبت، تحت پلک‌های بسته ممکن نیست [۱۷]. در این سیستم لازم است سر فرد ثابت بماند تا اندازه‌گیری به‌طور درست انجام شود [۱۸]. یکی دیگر از مشکلات این روش، هزینه نسبتاً بالای سیستم است که به علت وجود دوربین‌های تصویربرداری است.

۲-۱-۴ استفاده از تکنیک‌های اندازه‌گیری انعکاس نور مادون قرمز

اساس کار این سیستم‌ها به این صورت است که با تابش نور به چشم و اندازه‌گیری نور بازگشتی موقعیت چشم تخمین زده می‌شود. راه‌اندازی سیستم در این روش بسیار سریع است. هزینه طراحی و ساخت سیستم پایین است و هیچ‌گونه تماس مستقیمی با پوست کاربر برقرار نمی‌کند. به این ترتیب، خطر آلودگی و حساسیت در این

و EEG, EMG در ناحیه پیشانی هستند. با استفاده از این نوع پیکربندی الکترودها می‌توان فعالیت الکتریکی عضلات پیشانی، حرکات افقی چشم و زیر باندهای آلفا و بتا مربوط به کانال EEG پیشانی را ثبت و استخراج کرد.

تسوی و همکارانش [۱۴] توانستند با استفاده از CyberLinkTM یک EPW را کنترل کنند. در این روش با استفاده از فعالیت عضلات پیشانی، فرمان مدنظر (حرکت به راست، چپ، جلو، عقب و ایست) انتخاب و سرعت EPW با توجه به سیگنال‌های باند EOG کنترل می‌شود. اگر دامنه سیگنال EOG کم باشد، بدین معنی است که شخص به سمت جلوی خود تمرکز دارد و ویلچیر می‌تواند سرعت خود را زیاد کند؛ ولی اگر دامنه این سیگنال در اثر حرکت متوالی به چپ و راست زیاد شود (عدم تمرکز یا پریشانی حواس است)، سرعت EPW کم می‌شود و اگر کاربر چشمان خود را ببندد، EPW می‌ایستد.

درخور ذکر است تحقیقات متعددی روی تأثیر جایگاه هندسی الکترودها در ثبت پدیده‌های بیوالکتریکی انجام شده است. فیروزآبادی و همکارانش [۱۵] در یک تحقیق روی سیگنال الکتریکی ماهیچه‌های بازو نشان دادند دامنه و میدان دید الکترودها و در طیف فرکانسی سیگنال EMG ثبت‌شده متأثر از فاصله بین الکترودهای ثابت است. درضمن مشخص شد با فاصله‌گرفتن فیبر از الکترودها، دامنه و لتناژ کمتری نسبت به فیبرهای نزدیک به الکترودها ثبت می‌شود. آنها نشان دادند برای یک ثبت خوب باید محل قرارگیری الکترودها در یک طرف منطقه عصب‌گیری باشد و درضمن فاصله بهینه بین دو الکتروود نیز پس از آزمایشات عملی 2 سانتیمتر تعیین شد.

بحریما و همکارانش [۱۶] در تحقیق روی EMG عضلات سینه‌ای و شانه نیز مشخص کردند بیشترین دامنه و لتناژ بیوپتانسیل ثبتی هنگامی به دست می‌آید که الکترودهای ثابت در راستای فیبر عضلانی باشند.

۲-۱-۲ استفاده از تکنیک الکتروالوگرافی (EOG)

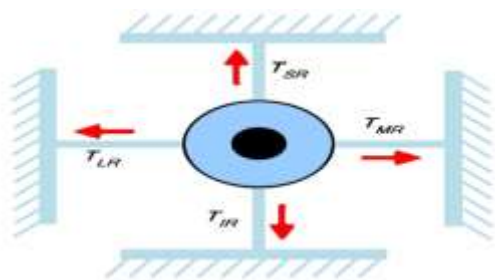
در این روش، پتانسیل قرنیه - شبکیه که یک پتانسیل

ویسکوزیته، اینرسی دورانی کره چشم، ماهیچه تنش در حالت فعال، طول تنش و روابط بردار سرعت. خطی بودن، یک امتیاز کلیدی است که عملکرد دنیای واقعی را در اجرای آنلاین مدل تضمین می‌کند که ارتباط نزدیکی با ساختار آناتومی چشم فراهم می‌کند. کاربردهای عملی مدل پیشنهاد شده در برآورد تلاش ماهیچه‌های بیرونی و تعامل انسان - کامپیوتر ارزشمند می‌شود.

۴- مدلسازی رفتار چشم

کره چشم در حلقه (کاسه) خودش از طریق شش ماهیچه می‌چرخد. این شش ماهیچه، ماهیچه راست میانی و جانبی (ماهیچه‌هایی که عمدتاً مسئول حرکات افقی چشم هستند)؛ ماهیچه راست بالایی و پایینی (ماهیچه‌هایی که عمدتاً مسئول حرکات قائم چشم هستند)؛ ماهیچه‌های مایل بالایی و پایینی (ماهیچه‌هایی که عمدتاً مسئول چرخش روی محورهای اولیهٔ بینایی اطرافش است) و حرکات قائم چشم هستند (شکل ۱).

مغز با ارسال سیگنال کنترل عصبی به هر ماهیچه، هدایت آنها را برای اجرای حرکات انجام می‌دهد. یک سیگنال کنترل عصبی به‌طور آناتومیک به‌عنوان یک عصب تخلیه‌کننده ایفای نقش می‌کند.



شکل (۱): مدل آزمایشگاهی مکانیکی حرکت چشم همراه با چهار نیروی ماهیچه‌ای.

فرض می‌شود پیش از حرکت چشم، طول جابه‌جایی در سری‌های الاستیسیته و اجزای طول تنش فنری، در جهات افقی که اضافه می‌شود، θ_{HR_LR} باشد. همچنین، فرض می‌شود حرکت چشم راست به سمت راست به اندازه مقدار جابه‌جایی اصلی یعنی $\Delta\theta_{HR_LR}$ در رکتوس جانبی

روش وجود ندارد. این تکنیک تا کنون در داخل و خارج از کشور با هدف مطالعه حرکات چشم و تشخیص بیماری‌های چشمی به کار گرفته شده است [۱۹-۳۰].

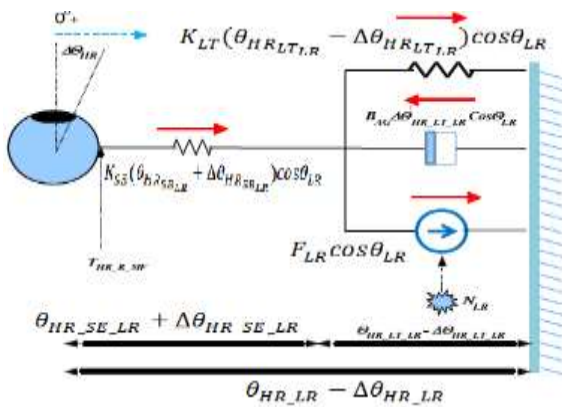
۳- بیان مسئله

هدف این تحقیق، طراحی یک کنترلر تعقیب‌گر برای مدلسازی رفتار چشم انسان برای کنترل و تعقیب حرکت آن است. استخراج مدل دینامیکی تحلیلی براساس ساختار چشم، حتی اگر جرم‌ها نقطه‌ای فرض شوند و از اصطکاک صرف‌نظر شود، علاوه بر مشکل زمان‌بر بودن و داشتن توابع غیرخطی پیچیده آن است.

شایان ذکر است وجود کنترل‌کننده برای هدایت حرکت چشم بسیار ضروری است. بدون وجود کنترل‌کننده مناسب، مدل دینامیکی چشم توانایی ردیابی سیگنال‌های مرجع داده‌شده را برای حرکت مناسب ندارد. بدین منظور، در این پژوهش دو کنترل‌کننده فازی و تعقیب‌گر خطی مرتبه دو به‌صورت مجزا برای سیستم مدنظر طراحی خواهد شد؛ البته باید اذعان داشت تعداد پژوهش‌های صورت‌گرفته در این زمینه بسیار ناچیز و حتی انگشت‌شمار بودند.

۳-۱ مدل چشم انسان

چشم انسان می‌تواند به‌صورت یک کره درون یک کاسه، مدل شود. بین این کره و کاسه آن سیالی وجود دارد که سبب ایجاد نیروهای میراکننده در حرکت چشم می‌شود. در این پژوهش، یک مدل دوبعدی ریاضی آزمایشگاهی از حرکت چشم ۱ (2DOPMM) ارائه شده است که قادر به ردیابی حرکت چشم در یک صفحه دوبعدی است. تفاوت کلیدی بین مدل پیشنهادی و مدل‌های قبل، در طراحی آن است؛ به نحوی که نسبت به خطی‌سازی و قابلیت اجتماع سیستم تعامل انسان - کامپیوتر در دنیای واقعی مجهز شده و این در حالی است که نیروی خروجی برای هر ماهیچه بیرونی، مقادیر نزدیکی را نسبت به اندازه‌گیری فیزیولوژیکی ارائه می‌کند. مدلی که معرفی می‌شود (شکل ۱) به‌وسیلهٔ مجموعه‌ای از اجزای مکانیکی خطی ایجاد می‌شود که ویژگی‌های اصلی آناتومی ماهیچه‌های بیرونی و کره چشم را معرفی می‌کند؛ از جمله: موقعیت ماهیچه، الاستیسیته،



شکل (۲): نیروی ماهیچه‌ای افقی به سمت راست. نیروهای تولیدشده با ترکیبات MMM با فلش‌ها مشخص می‌شوند.

۴-۱ نیروی ماهیچه‌ای افقی به سمت چپ

سه ماهیچه، ماهیچه راست پایینی (آنتاگونیست)، میانی (آنتاگونیست) و بالایی (آگونیست) در نیروی ماهیچه‌ای افقی به سمت چپ همکاری می‌کنند که می‌توانند به‌عنوان آنتاگونیست طبقه‌بندی شوند (شکل ۳).

با فرض حرکت دینامیک رکتوس میانی، پیش از چرخش چشم، طول جابه‌جایی در سری‌های الاستیک و طول تنش‌های فنرها با هم اضافه شده‌اند که $\theta_{HR,MR}$ بودند. چرخش افقی چشم با درجه‌های $\Delta\theta_{HR}$ باعث تغییرات در جابه‌جایی $\Delta\theta_{HR,MR}$ می‌شود که به‌وسیله افزایش آن با $\Delta\theta_{HR,MR}$ است که سبب جابه‌جایی $\theta_{HR,MR} + \Delta\theta_{HR,MR}$ می‌شود. هر دو اجزای تنش طولی و سری‌های الاستیک، نتیجه‌ای از آگونیست‌اند که به‌وسیله نیروی افقی به سمت راست کشیده می‌شود. $\theta_{HR,MR}$ می‌تواند به جابه‌جایی اجزای سری‌های الاستیک و اجزای تنش طولی تقسیم شود:

$$\Delta\theta_{HR,ML} = \Delta\theta_{HR,SE,MR} + \Delta\theta_{HR,LT,MR} \quad (5)$$

جابه‌جایی حاصله برای اجزای سری‌های الاستیک $\Delta\theta_{HR,SE,MR} + \theta_{HR,SE,MR}$ و برای اجزای تنش طولی $\Delta\theta_{HR,LT,MR} + \theta_{HR,LT,MR}$ است. مدل‌سازی اجزای میرایی روابط نیروهای سرعت $B_{ANT}\dot{\Delta\theta}_{HR,LT,MR}$ نسبت به کشش ماهیچه مقاومت می‌کند. مقدار نیروی مقاوم براساس سرعت کشش اجزای تنش طولی است. در مدت چرخش به سمت راست رو به بالا، رکتوس

کاهش یابد که باعث جابه‌جایی $\theta_{HR,LR} - \Delta\theta_{HR,LR}$ می‌شود. جابه‌جایی $\Delta\theta_{HR,LR}$ می‌تواند به جابه‌جایی‌هایی درون سری‌های الاستیک و اجزای تنش طولی شکسته شود. $\Delta\theta_{HR,LR} = \Delta\theta_{HR,SE,LR} - \Delta\theta_{HR,LT,LR}$ انقباض ماهیچه، اجزای سری‌های الاستیک را منبسط می‌کند که باعث جابه‌جایی $\theta_{HR,SE,LR} + \Delta\theta_{HR,LT,LR}$ می‌شود. مدل‌سازی اجزای میرایی روابط برداری سرعت $B_{AG}\dot{\Delta\theta}_{HR,LT,LR}$ نسبت به انقباض ماهیچه مقاومت می‌کند. مقدار نیروی مقاومت با اجزای میرایی تولید می‌شود که براساس سرعت انقباض اجزای تنش طولی است.

با استفاده از شکل ۲، می‌توان معادله نیروها را با استفاده از قسمتی از دیاگرام نوشت که مسئول انقباض به‌وسیله رکتوس جانبی (حالت تنش فعال، اجزای میرایی، اجزای طول تنش) باشد و اجزای سری‌های الاستیک را می‌کشد.

$$T_{HR,RF} = F_{LR}\cos\theta_{L,R} + K_{LT}(\theta_{HT,TLR} - \Delta\theta_{HT,TLR})\cos\theta_{L,R} - B_{AG}\Delta\theta_{HR,TLR}\cos\theta_{L,R} \quad (1)$$

مقاومت نسبت به انقباض، اجزای سری‌های الاستیک در رکتوس جانبی، نیروهای انقباضی را به‌وسیله کشش کره چشم همراه با نیروهای یکسان $T_{HR,R,MF}$ افزایش می‌دهد.

$$T_{HR,R,MF} = K_{SE}(\theta_{HR,SE,LR} + \Delta\theta_{HR,SE,LR})\cos\theta_{L,R} \quad (2)$$

معادلات ۱ و ۲ می‌توانند برای محاسبه نیروی $T_{HR,R,MF}$ برحسب چرخش چشم $\Delta\theta_{HR}$ و جابه‌جایی $\Delta\theta_{HR,LT,LR}$ از اجزای تنش طولی ماهیچه استفاده شود [۱۴].

$$T_{HR,R,MF} = \frac{F_{LR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - \frac{\Delta\theta_{HR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - BK_{SE}(\Delta\theta_{HR,LT,LR}) \quad (3)$$

در جایی که:

$$F_{LR} = F_{LR} - K_{SE}(\theta_{HR,LR} - \theta_{HR,LT,LR}) + K_{LT}\theta_{HR,LT,LR} \quad (4)$$

یک دیاگرام جزئی‌شده از رکتوس جانبی را نمایش می‌دهد که کره چشم را در طول مدت چرخش به سمت راست رو به بالا می‌کشد.

تولید می شود [۱۴]. می توان نیروهایی را با آن قسمتی از دیاگرام نوشت که مسئول انقباض است (حالت تنش فعال، اجزای میرایی، اجزای تنش طولی) و اجزای سری های الاستیک را می کشد.

$$T_{MR} = -F_{MR} \cos \theta_{MR} - K_{LT}(\theta_{HR_{LT_{MR}}} + \Delta \theta_{HR_{LT_{MR}}}) \cos \theta_{MR} \quad (6)$$

$$T_{SR} = -F_{SR} \sin \theta_{SR} - K_{LT}(\theta_{VR_{LT_{SR}}} + \Delta \theta_{VR_{LT_{SR}}}) \sin \theta_{SR} \quad (7)$$

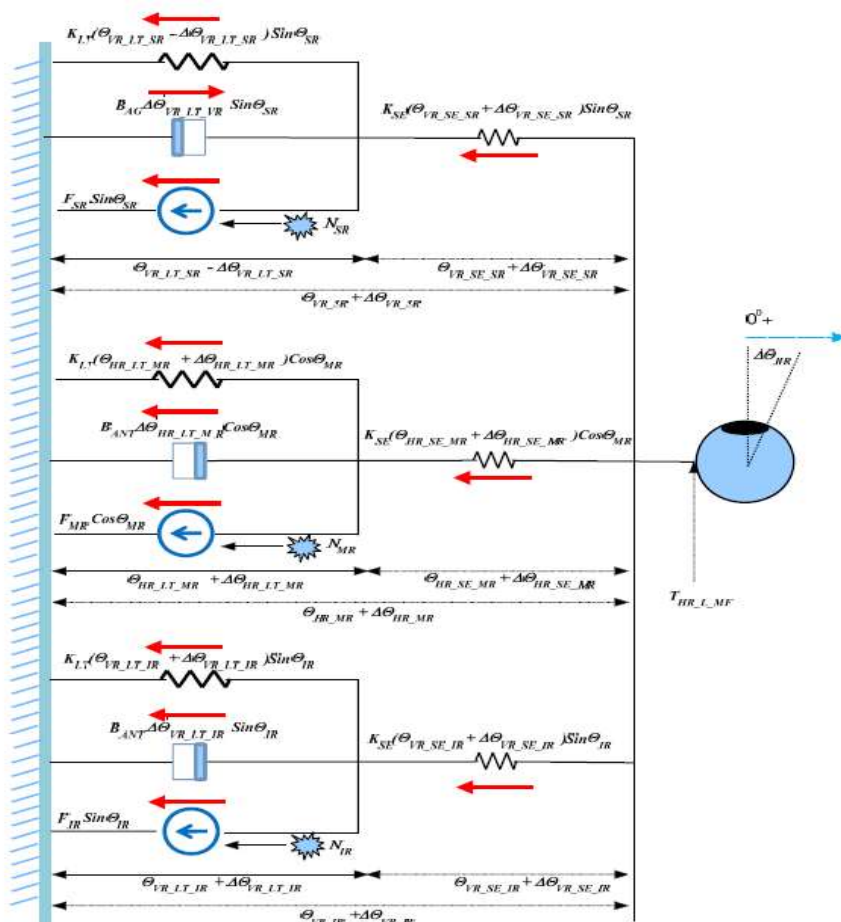
$$T_{MR} = -K_{SE}(\theta_{HR_{SE_{MR}}} + \Delta \theta_{HR_{SE_{MR}}}) \cos \theta_{MR} \quad (8)$$

$$T_{IR} = -K_{SE}(\theta_{VR_{SE_{IR}}} + \Delta \theta_{VR_{SE_{IR}}}) \sin \theta_{IR} \quad (9)$$

$$T_{SR} = -K_{SE}(\theta_{VR_{SE_{SR}}} + \Delta \theta_{VR_{SE_{SR}}}) \sin \theta_{SR} \quad (10)$$

پایینی MMM رفتار رکتوس میانی را منعکس می کند؛ اما رفتارها در صفحه قائم اند.

در طول حرکت به سمت راست بالا، دینامیک داخلی رکتوس بالایی به عنوان نتیجه چرخش قائم چشم با درجه $\Delta \theta_{VR}$ از جابه جایی اصلی θ_{VR-SR} به $\Delta \theta_{VR-SR}$ کاهش می یابد. جابه جایی $\Delta \theta_{SR}$ می تواند به $\Delta \theta_{SR} = \theta_{VR-SE-SR} - \Delta \theta_{VR-LT-SR}$ شکسته شود. انقباض ماهیچه ای، اجزای سری های الاستیک را منبسط می کند که باعث جابه جایی $\theta_{VR-SE-SR} + \Delta \theta_{VR-SE-SR}$ می شود. انقباض ماهیچه ای، اجزای تنش طولی را کوتاه می کند که باعث جابه جایی $\theta_{VR-LT-SR} + \Delta \theta_{VR-LT-SR}$ می شود. مدلسازی اجزای میرایی روابط نیروی سرعت $B_{AG} \Delta \dot{\theta}_{VR-LT-SR}$ است که نسبت به انقباض ماهیچه ها مقاومت می کند. مقدار نیروی مقاومت به وسیله ترکیبات میرایی که براساس سرعت انقباض اجزای تنش طولی است،



شکل (۳): نیروی ماهیچه ای به سمت چپ. نیروهای یکه به صورت انفرادی اجزای MMM - که با فلش مشخص است را تولید می کنند.

با استفاده از معادلات (۱۲)، (۱۴) و (۱۶) [۱۵-۱۴]

داریم:

$$T_{HR_L_MF} = -K_{SE}(\Delta\theta_{HR} - \Delta\theta_{HR_LT_MR} - \Delta\theta_{VR_LT_IR} + \theta_{VR_LT_SR}) \quad (21)$$

۵- کنترل فازی

هدف از طراحی یک کنترل کننده، افزایش پایداری و کاهش زمان رسیدن به حالت مطلوب در برابر اعمال یک اغتشاش در یک پروسه است. طراحی کنترل کننده فازی پیشنهادی با استفاده از Simulink نرم افزار matlab صورت گرفته است. کنترلر فازی از دو ورودی خطا $e(t)$ و تغییرات خطا $\Delta e(t)$ و یک خروجی تشکیل شده است. کنترلر فازی دارای چهارونو قاعده است که بر آن حاکم اند و کنترلر، طبق آن به صورت جدول ۱ عمل می کند:

جدول (۱): قوانین فازی به کاررفته برای کنترل سیستم.

علائم به کاررفته در این قوانین به صورت زیرند:

e/e	NB	NM	NS	Z	PS	PM	PB
NB	NB	NB	NB	NB	NS	PS	PB
NM	NB	NB	NM	NM	Z	PS	PB
NS	NB	NB	NS	NS	Z	PM	PB
Z	NB	NB	NS	Z	PS	PB	PB
PS	NB	NM	Z	PS	PS	PB	PB
PM	NB	NS	Z	PM	PM	PB	PB
PB	NB	NS	PS	PB	PB	PB	PB

Negative Big = NB

Negative Medium = NM

Negative Small = NS

Positive Small = PS

Positive Big = PB

Positive Medium = PM

همچنین: توابع عضویت ورودی ها و خروجی در ادامه

نشان داده شده اند (شکل ۴ و ۵ و ۶):

معادلات ۵، ۶، ۷، ۸، ۹ و ۱۰ [۱۵-۱۴] می توانند برای

محاسبه نیروهای T_{MR} ، T_{IR} و T_{SR} بر حسب چرخش چشم

$\Delta\theta_{HR}$ و $\Delta\theta_{VR}$ جابجایی $\Delta\theta_{HR-LT-MR}$

$\Delta\theta_{VR-LT-SR}$ اجزای تنش طولی هر ماهیچه

به ترتیب استفاده شوند.

$$T_{MR} = -\frac{F_{MR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - \frac{\Delta\theta_{HR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - B_{ANT}\Delta\theta_{HR_LT_MR} \quad (11)$$

$$F_{MR} = F_{MR} + K_{SE}(\theta_{HR_LT_MR} - \theta_{HR_MR}) + K_{LT}\theta_{HR_LT_MR} \quad (12)$$

در جایی که:

$$T_{MR} = -K_{SE}(\Delta\theta_{HR} - \Delta\theta_{HR_LT_MR}) \quad (13)$$

$$T_{IR} = -\frac{F_{IR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - \frac{\Delta\theta_{VR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - B_{ANT}\Delta\theta_{VR_LT_IR} \quad (14)$$

در حالی که:

$$T_{IR} = -K_{SE}(\Delta\theta_{VR} - \Delta\theta_{VR_LT_IR}) \quad (15)$$

$$T_{SR} = -\frac{F_{SR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} + \frac{\Delta\theta_{VR} + K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} + B_{AG}\Delta\theta_{VR_LT_SR} \quad (16)$$

در حالی که:

$$F_{SR} = F_{SR} - K_{SE}(\theta_{VR_SR} - \theta_{VR_LT_SR}) + K_{LT}\theta_{VR_LT_SR} \quad (17)$$

$$T_{SR} = -K_{SE}(\Delta\theta_{VR_LT_SR} - \Delta\theta_{VR}) \quad (18)$$

با استفاده از معادلات (۱۱) تا (۱۸) هر نیروی ماهیچه ای

T_{MR} ، T_{IR} و T_{SR} می توان $T_{HR_L_MF}$ را به روش زیر

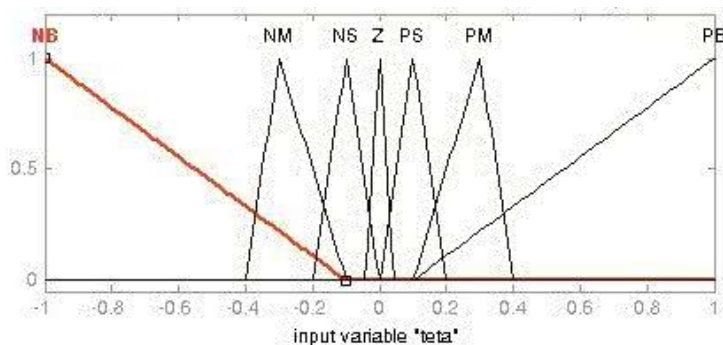
فرمول بندی کرد [۱۴].

$$T_{HR_L_MF} = T_{MR} + T_{IR} + T_{SR} \quad (19)$$

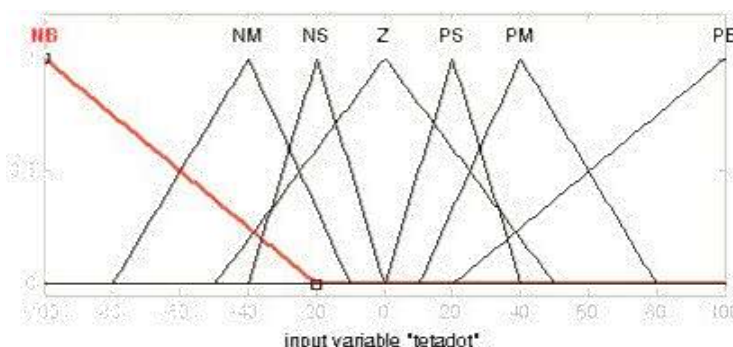
با استفاده از معادلات (۱۱)، (۱۳) و (۱۵) داریم:

$$T_{HR_L_MF} = -\frac{F_{MR} + F_{IR} + F_{SR}}{K_{SE} + K_{LT}} K_{SE} - \frac{\Delta\theta_{HR}K_{SE}}{K_{SE} + K_{LT}} - B_{ANT}\Delta\theta_{HR_LT_MR} - B_{ANT}\Delta\theta_{VR_LT_SR} \quad (20)$$

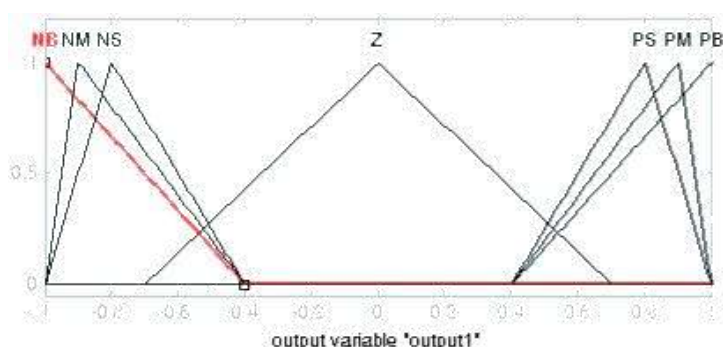
مدلسازی رفتار چشم انسان براساس تعقیب حرکت با استفاده از کنترلر فازی بهینه مربع خطی



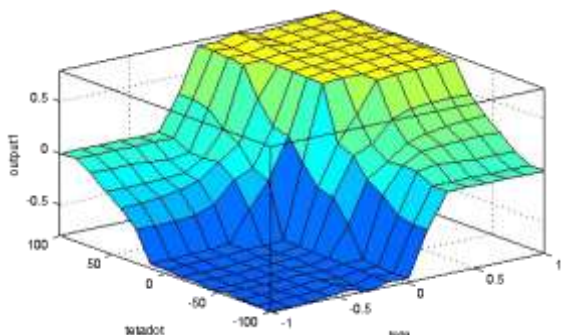
شکل (۴): تابع عضویت ورودی زاویه.



شکل (۵): تابع عضویت ورودی تغییرات زاویه.



شکل (۶): تابع عضویت خروجی.



شکل (۷): سطح کنترلر فازی.

در استفاده از کنترلر فازی، از روش ممدانی برای فازی‌سازی و از روش گرانیگه برای غیر فازی‌سازی استفاده شده است. در روش گرانیگه، سطح به دست آمده در مرحله استنتاج به دست می‌آید و بر محور افقی تصویر می‌شود؛ بنابراین، میانگین وزن دار شده تمام مقادیر وزن دار خروجی به دست می‌آید. به عبارت دیگر، وزن هر خروجی، درجه عضویت آن است. دقیق‌ترین روش در بین روش‌های غیر فازی‌سازی روش فوق است؛ زیرا تمام نقاط حوزه تعریف و درجه عضویت آنها را در نظر می‌گیرد. شکل ۷ سطح کنترلر فازی را نشان می‌دهد.

شکل ۸ مقایسه خروجی سیستم و مسیر مطلوب را به ترتیب برای تعقیب در راستاهای افقی و عمودی نشان

۶- کنترل LQR

۶-۱ پارامترهای دینامیک کنترل

همان‌طور که در بخش مدلسازی بیان شد مدل دینامیکی چشم به صورت زیر بیان می‌شود:

$$J \frac{d^2\theta}{dt^2} + C \frac{d\theta}{dt} + K\theta = M \quad (22)$$

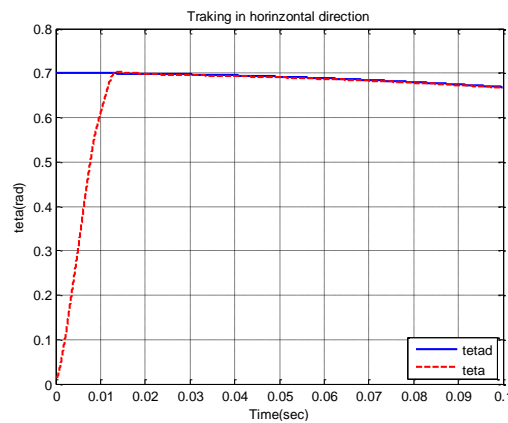
در این رابطه، J ماتریس اسکالر ممان اینرسی چشم، C ماتریس میرایی بافت اطراف کره چشم، K ماتریس سختی مربوط به بافت اطراف چشم، M بردار گشتاورهای اعمالی از ماهیچه‌ها به چشم و بردار زاویه چرخش چشم به صورت $[\theta_1 \ \theta_2]^T$ است که θ_1 زاویه چرخش در راستای عمودی و θ_2 زاویه چرخش در راستای افقی است.

جدول (۲): مقادیر پارامترهای دینامیک مدل شده.

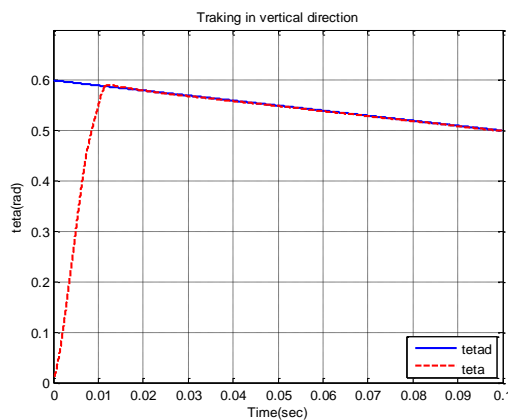
مقادیر	پارامتر
$J_1=5*10^7$	ممان اینرسی چشم در راستای عمودی
$J_2=0$	ممان اینرسی چشم در راستای عمودی - افقی
$J_3=5*10^7$	ممان اینرسی چشم در راستای افقی
$J_4=0$	ممان اینرسی چشم در راستای افقی - عمودی
$C_1=7.476*10^{-5}$	میرایی بافت اطراف کره چشم در راستای عمودی
$C_2=0$	میرایی بافت اطراف کره چشم در راستای عمودی - افقی
$C_3=7.476*10^{-5}$	میرایی بافت اطراف کره چشم در راستای افقی
$C_4=0$	میرایی بافت اطراف کره چشم - عمودی
$K_1=4.762*10^{-4}$	سختی مربوط به بافت اطراف چشم در راستای عمودی
$K_2=0$	سختی مربوط به بافت اطراف چشم در راستای عمودی - افقی
$K_3=4.762*10^{-4}$	سختی مربوط به بافت اطراف چشم در راستای افقی
$K_4=0$	سختی مربوط به بافت اطراف چشم در راستای افقی - عمودی

در این پژوهش، مقادیر ماتریس‌های ممان اینرسی، سختی و میرایی در این پژوهش مانند مراجع [۹ و ۸] در نظر گرفته شده‌اند:

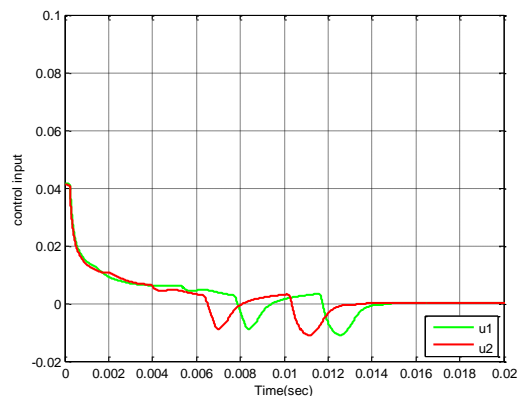
می‌دهد. شکل ۹ نیز ورودی‌های کنترلی مورد نیاز را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشخص است تعقیب به صورت مطلوب صورت گرفته و زمان نشست نزدیک به ۰٫۱ ثانیه است. همچنین، میزان حداکثر جهش، بسیار کوچک و قابل چشم‌پوشی است. با توجه به شکل‌های ۹ و ۱۰، اندازه ورودی‌های کنترلی نیز بسیار کوچک است؛ بنابراین، کنترل‌کننده فازی طراحی شده، عملکرد مطلوبی دارد.



شکل (۸): تعقیب مسیر مطلوب θ_1 با سیستم.



شکل (۹): تعقیب مسیر مطلوب θ_2 با سیستم.



شکل (۱۰): تعقیب مسیر مطلوب با سیستم.

مدلسازی رفتار چشم انسان براساس تعقیب حرکت با استفاده از کنترلر فازی بهینه مربع خطی

مقادیر در نظر گرفته شده برای پارامترهای ثابت چشم

به شرح جدول ۲ هستند:

۲-۶ تعقیب مسیر مرجع

برای بررسی عملکرد کنترل کننده بهینه مربع خطی برای

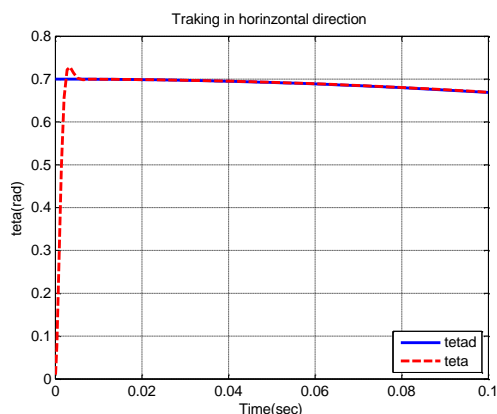
مدل دینامیکی چشم، مسیرهای حرکت چشم در دو راستای افقی و عمودی به صورت زیر در نظر گرفته شده اند:

$$\theta_1 = 0.7 \cos(3t) \quad (28)$$

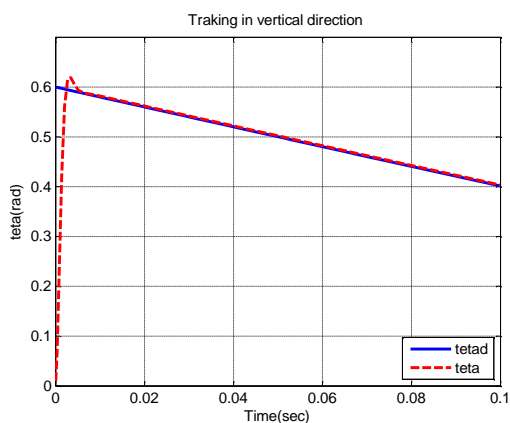
$$\theta_2 = 0.6 - \sin(2t) \quad (29)$$

نتایج شبیه سازی با در نظر گرفتن مسیرهای فوق و بهره

k به صورت شکل های ۱۱ تا ۱۲ به دست آمده اند.



شکل (۱۱): تعقیب مسیر مطلوب θ_1 با سیستم.



شکل (۱۲): تعقیب مسیر مطلوب θ_2 با سیستم.

با توجه به شکل ۱، کنترلر عملکرد مناسبی در هر دو

راستای عمودی و افقی برای تعقیب مسیر حرکت چشم

دارد. در شکل ۱۳ نیز ورودی کنترلی (گشتاورهای مورد

نیاز) برای کنترل سیستم نشان داده شده است. با توجه به

۲-۶ طراحی کنترل کننده بهینه خطی

سیستم خطی نامتغیر با زمان $\dot{x} = Ax + Bu$ را در نظر

بگیرید. هدف به دست آوردن ماتریس k بهره کنترلر فیدبک

بردار حالت $u(t) = -kx$ است؛ به گونه ای که شاخص

عملکرد زیر کمینه شود.

$$J = \int_0^{\infty} (x^T Q x + u^T R u) dt \quad (23)$$

که با جایگذاری $u(t) = -kx$ خواهیم داشت:

$$J = \int_0^{\infty} x^T (Q + k^T R k) x dt \quad (24)$$

برای اینکه مسئله فوق جواب داشته باشد، ابتدا باید

کنترل کننده بتواند سیستم را پایدار سازد؛ بنابراین، حداقل

مودهای ناپایدار باید پایدار پذیر باشند یا در حالت جامع تر،

سیستم باید کنترل پذیر باشد.

برای اینکه ماتریس بهره کنترلر فیدبک بردار حالت

بتواند شاخص J را به ازای تمامی شرایط اولیه کمینه سازد،

باید در معادله زیر صدق کند:

$$k = R^{-1} B^T P \quad (25)$$

که در آن P در معادله ماتریسی ریکاتی زیر صدق

می کند.

$$A^T P + P A - P B R^{-1} B^T P + Q = 0 \quad (26)$$

در نرم افزار متلب دستور $k = \text{lqr}(A, B, Q, R)$ مسئله

تنظیم کننده مربعی خطی، زمان پیوسته و معادله ریکاتی

مربوطه را حل می کند. همچنین، دستور $[k, P, E] =$

$\text{lqr}(A, B, Q, R)$ علاوه بر ماتریس بهره k، بردار ویژه E و

ماتریس P، پاسخ مثبت معین منحصر به فرد مربوط به معادله

ماتریس ریکاتی فوق را باز می گرداند. با انجام محاسبات،

بهره k برای مسئله مدنظر در این پژوهش به صورت زیر

خواهد بود:

$$k = \begin{bmatrix} 0.0000 & 0 & 0.0000 & 0 \\ 0.0000 & 0.0000 & 0 & 0 \\ 0.9995 & 0 & 0.0009 & 0 \\ 0 & 0.9995 & 0 & 0.0009 \end{bmatrix} \quad (27)$$

۵- نتیجه گیری

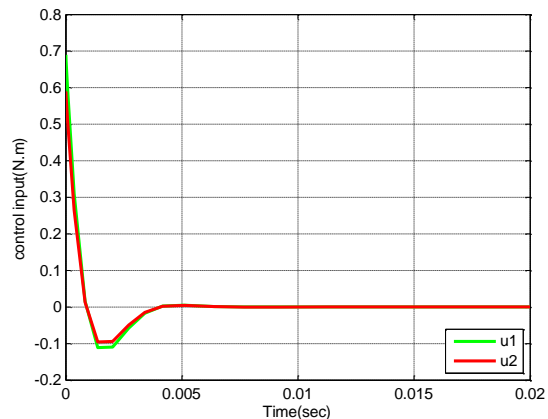
در این پژوهش، یک مدل دینامیکی دو درجه آزادی برای چشم انسان ارائه شد. سپس دو کنترل کننده مجزا با استفاده از روش های بهینه مربع خطی و فازی برای سیستم مدنظر طراحی شدند. سپس عملکرد دو کنترل کننده طراحی شده در شرایط وجود خطای اولیه غیر صفر، تعقیب مسیرهای سریع و شرایط وجود عدم قطعیت و اغتشاشات خارجی مقایسه شدند.

در شرایط وجود خطای اولیه، تنها برتری کنترل کننده فازی کوچک تر بودن ورودی های کنترلی است. در این شرایط، کنترل کننده بهینه مربع خطی با توجه به استفاده از مدل دقیق سیستم، همان طور که انتظار می رفت، عملکرد بهتری از خود نشان داد. با وجود این، می توان با صرف زمان بیشتر و انجام سعی و خطا برای تعیین توابع عضویت، کنترل کننده فازی در حد کنترل کننده بهینه مربع خطی طراحی کرد؛ اما این کار بسیار مشکل است.

با توجه به نتایج به دست آمده کنترل کننده فازی در شرایط تعقیب مسیرهای سریع تر عملکرد بهتری دارد. عملکرد کنترل کننده مربع خطی با افزایش سرعت مسیر کاهش می یابد. در شرایط وجود عدم قطعیت در مدل دینامیکی و اغتشاشات خارجی، کنترل کننده فازی عملکرد بسیار خوبی دارد. دلیل این امر استفاده از کنترل کننده فازی رفتار کیفی سیستم به جای مدل دینامیکی آن است؛ زیرا وجود عدم قطعیت های کوچک در مدل تأثیر چندانی در رفتار کیفی سیستم نخواهد داشت؛ اما کنترل کننده بهینه مربع خطی با توجه به مدل دینامیکی دقیق سیستم نیاز دارد، در این شرایط به کنترل سیستم قادر نیست؛ بنابراین، با توجه به نبود مدل دینامیکی دقیق سیستم در کاربردهای عملی و نیاز به تعقیب حرکت های سریع چشم، کنترل کننده فازی برای این منظور مناسب تر است. همچنین، با توجه به کوچک تر بودن ورودی های کنترلی برای کنترل کننده فازی نسبت به کنترل کننده بهینه مربع خطی در تمامی شرایط بررسی شده، هزینه های مربوط به استفاده از آن کمتر خواهد بود.

اینکه خطای تعقیب در زمانی کمتر از ۰,۰۱ ثانیه به صفر می رسد، کنترلر طراحی شده سرعت بسیار زیادی را برای تعقیب مسیر در نظر گرفته شده دارد.

در این پژوهش، عدم قطعیت به صورت کسر ۱۰ درصد از اینرسی دورانی مدل در نظر گرفته شده است. همان طور که مشخص است در این شرایط کنترل کننده بهینه مربع خطی با وجود بزرگ تر بودن ورودی های کنترلی عملکرد نامطلوبی دارد و توانایی تعقیب مسیر مدنظر را ندارد؛ در حالی که کنترل کننده فازی اثر اغتشاشات خارجی را کاملاً حذف کرده و در برابر عدم قطعیت در مدل سازی مقاوم است. دلیل این امر، در روش طراحی این کنترل کننده نهفته است. برای طراحی کنترل کننده بهینه مربع خطی از مدل دینامیکی سیستم استفاده شده است؛ بنابراین، در صورت غیر دقیق بودن مدل به کاررفته کنترل کننده دارای خطا خواهد بود؛ اما درباره کنترل کننده فازی با توجه به اینکه از رفتار کیفی سیستم استفاده شده است، وجود عدم قطعیت تأثیر چندانی در عملکرد کنترل کننده نخواهد داشت. همچنین، با توجه به اینکه کنترل کننده فازی از توابع عضویت و محدوده خروجی های سیستم برای تعیین ورودی های کنترلی استفاده می کند، وجود اغتشاشات خارجی تأثیر کمی خواهد داشت و در صورت کوچک بودن حذف خواهد شد (زیرا اغتشاشات خارجی سبب تغییر چندانی در محدوده خروجی ها نخواهد شد). در این وضعیت نیز ورودی کنترلی مورد نیاز برای کنترل کننده فازی کوچک تر از ورودی کنترلی مورد نیاز برای کنترل کننده بهینه مربع خطی است؛ بنابراین، در مجموع، برای سه شرایط مختلف بررسی شده، کنترل کننده فازی عملکرد بهتری ارائه می دهد.



شکل (۱۳): ورودی های کنترلی مورد نیاز.

مراجع

- 21.
- [15] F.Bahrpeyma, S.Hashemi Golpayegani, H.Karimi, S.Firoozabadi, "A Novel Approach for Finding Trigger Point and Electrode Placement Locations Around Shoulder for EMG Recording", Vol.5, No.1, pp.9-21 (In Persian).
- [16] T.Eggert, "Eye Movement Recordings: Methods. Neuro-Ophthalmology. Dev Ophthalmol". Vol.40, pp.15-34, 2007.
- [17] O.Malik, J.Ahmad, "Retina Based Mouse Control (RBMC)", International Journal of Electronics, Circuits and Systems; Vol.1, No.4, pp. 218-22, 2007.
- [18] M.Langeman, "A Review of Eye Movement Tracking Research", University of Waterloo (2008),
- [19] G.Norris, E.Wilson, "The Eye Mouse: an eye communication device, Bioengineering Conference", Proceedings of the IEEE 23rd Northeast, pp. 66-67, 1997.
- [20] H. Saraux, "Electro oculography and study of contrast sensitivity in the diagnosis of eye diseases." Bull Soc Ophthalmol, Vol.89, No.8-9, pp.1095-7 Fr 1989.
- [21] A. Bulling, J.Ward, H. Gellersen, G. Tröster, "Robust Recognition of Reading Activity in Transit Using Wearable Electro oculography", Springer: Lecture Notes in Computer Science, pp.19-37.
- [22] Syed Saeed Mir Sharifi and Mohammad Masumi, "Rehabilitation of the Disabled For working with computers ", the end of a bachelor's degree, Tehran, Amirkabir University of Technology, Faculty of Electrical Engineering, 1381
- [23] L. Lugmayr, Gaze Communicator - Eye Movement Interface, 2006.
- [24] J. Bos, A. Clarke, J. Bosman, I. Jong, Guillemant P, Moore, S, et al, Video-oculography: demonstrations of existing systems and algorithms", Proc. 3d VOG (University Hospital Tübingen, p.3, 1999.
- [25] A. Bolt, "The Human Interface: Where People and Computers Meet", Lifetime Learning Publications, Belmont, California, 1984,
- [25] N. Ramanauskas, Calibration of Video-Oculographical Eye-Tracking System, Electronics and Electrical Engineering vol.8, no.72, pp. 65-68, 2006.
- [26] A.Spink, PC eye-control for severely disabled, Available from: URL: <http://news.bbc.co.uk/1/hi/technology/3246880.stm> November, 2003.
- [27] O. V. Komogortsev and U. K. Jayarathna, "2D Oculomotor Plant Mathematical Model for Eye Movement Simulation," 2008.
- [28] C. SCHNABOLK and T. RAPHAN, "Modeling three-dimensional velocity to position transformation in oculomotor control," JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY, Vol. 71, 1994.
- [29] HH Lund, C Laschi, "Eye-Head Stabilization Mechanism for a Humanoid Robot Tested on Human Inertial Data", Biomimetic and Biohybrid Systems: 5th International, 2016 – Springer.
- [1] A.Azimi, design and construction of the eye position measurement circuit The optical method, the end of a bachelor's degree, Tehran, Shahed University, Faculty of Engineering, 1380.
- [2] P.Murphy P, A. Duncan A.A. Glennie A, P. Knox P, "The effect of scleral search coil lens wear on the eye." Br J Ophthalmol. 2001; Vol. 85, No.3, pp.332-5.
- [3] J.N Geest J.N, M. Frens, "Recording eye movements with video-oculography and scleral search coils: a direct comparison of two methods", Journal of Neuroscience Methods, Vol.114, No.2, pp. 185-95, 2002.
- [4] M.Houben, J.Goumans, J. Steen, "Recording Three-Dimensional Eye Movements: Scleral Search Coils versus VideoOcu", Investigative Ophthalmology and Visual Science; Vol.47, pp.179-87, 2006.
- [5] F. Träisk, R. Bolzani, J.Ygge, "A comparison between the magnetic scleral search coil and infrared reflection methods for saccadic eye movement analysis", Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol, Vol. 243, No.8, pp.791-7, 2005.
- [6] F.Trisk, R. Bolzani, L.Tallstedt L, H. Schworm, J.Ygge, "Saccadic Eye Movement Velocity Measured with the Infrared Reflection and Search Coil Eye-Tracking Systems in Patients with Thyroid-Associated Ophthalmopathy", Strabismus, Vol. 15, No.4, pp.173 – 80, 2007.
- [7] M. Frens, J. Geest, A. Scleral, "Search Coils Influence Saccade Dynamics", J Neurophysiol, Vol. 88, pp.692-8, 2002.
- [8] K.Schmitt, M. Muser, C. Lanz, F. Walz, U. Schwarz, "Comparing eye movements recorded by search coil and infrared eye tracking" Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol.22, pp. 49-53, 2006.
- [9] S.Mahlke, M. Minge, "Emotions and EMG Measures of Facial Muscles in Interactive Contexts" Not published, 2006.
- [10] A. Ferreira, RL. Silva, W. Celeste, T. Bastos Filho, M. Sarcinelli Filho, "Human-Machine Interface Based on Muscular and Brain Signals Applied to a Robotic WheelChair", 16th Argentine Bioeng. Cong. J. Physics, Conference s 90, 2007.
- [11] K. Kim., J.Yoo, H. Kim, W.Son, S. Lee. "A Practical Biosignal-Based Human Interface Applicable to the Assistive Systems for People with Motor Impairment," IEICE Trans. Inf. & Syst., Vol.89, No.10, pp.2644-2652, 2006.
- [12] Brainfinger. Available <http://www.brainfinger.com>, Accessed May 14, 2010.
- [13] SL.Tsui, P.Jia, JQ. Gan, H.Hu, K. Yuan, "EMG-based hands-free wheelchair control with EOG attention shift detection," IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO2007), Sanya, China.; pp.1266-1271, 2007.
- [14] S. Firoozabadi, S. Hashemi Golpayegani, A. Rezaei, "Identifying the Spatial Location of Surface Electrodes for EMG Recording and Processing", Shahed J.; 1:19-

¹ Two Dimensional Oculomotor Plant Mathematical Model