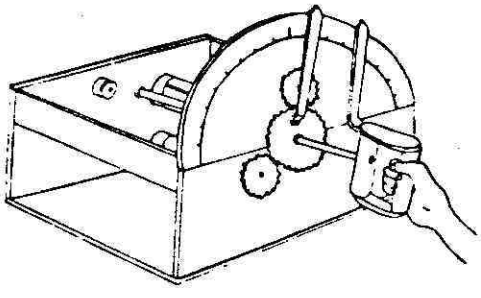
شناخت سیستم کنترل عصبی و عضلانی، مانند علوم تجربی دیگر بایستی بر پایه تجربه و آزمایش استوار باشد. بررسی فیزیولوژی، تجزیه و تحلیل تئوری و مدلسازی این سیستم، تبعاتی است که می‌توان براین اساس پایه‌ریزی کرد.

نتایج آزمایشات مختلف حرکتی، برای اعضا و افراد متفاوت و با شرایط والگوهای مختلف حاوی اطلاعات بسیار باارزشی است که می‌تواند مبنای بررسی وشناخت سیستم و مدلسازی آن قرار گیرد. استارک در سال ۱۹۶۷ یک قدم اساسی دراین راه برداشت[ ]. او برای بررسی مشخصات دینامیکی سیستم حرکتی، مجموعه‌ای از آزمایشات را بر روی یک دستگاه مکانیکی مطابق شکل (۱) ترتیب داد. البته قبلا" توسط Krendel و Mcruer آزمایشات بسیاری دراین زمینه انجام شده بود[ ]. ولی هدف اصلی آنها تعیین کارائی اپراتور انسانی از دیدگاه مهندسی بود. اما هدف استارک همانا بررسی سیستم هماهنگ حرکت انسان بوسیله مشخصات کمی بود تا علاوه بر تعیین تابع تبدیل سیستم، مدلی که هم بر دیتای کمی منطبق بوده و هم با حقایق آناتومی و فیزیولوژی و نرولوژی مطابقت داشته باشد ارائه دهد.

حرکت مورد نظر، چرخش مچ دست است، تا تابع تبدیل سیستم حرکتی آن بدست آید.



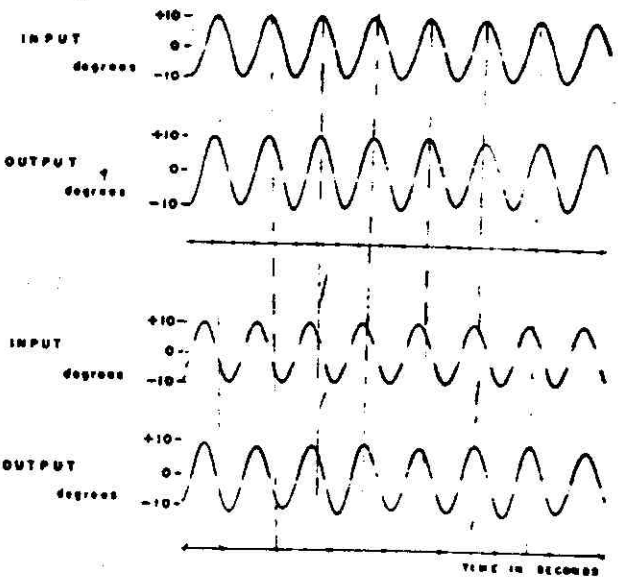
شکل ۷-۱ قسمت مکانیکی سیستم تعقیب کنایی در کارهای آزمایشی استارک

دراین آزمایش عقربه هدف براساس الگوی ورودی مشخص، حرکت می‌کند و شخص مورد آزمایش بایستی دستگیره را بگونه‌ای بچرخاند که عقربه متصل به آن، هدف را دنبال نماید. برای اینکه در حرکت برون گردان و درون گردان (Pronation/Supination) تا حدامکان تابع تبدیل دیگر قسمتهای بدن اثر نگذارد، باید آرنج درحرکت چرخشی مچ ثابت باشد. همچنین محدوده حرکتی عقربه با توجه به فاصله شخص از دستگاه بایستی بگونه‌ای باشد که چشم حرکت نکند. حرکت درمحدوده ۳۰° + انجام می‌شود، تا ضمن آنکه حرکات براحتی انجام می‌شود، محدوده وسیعی از حرکت مچ را بپوشد. این محدوده

تقریباً همان محدوده حرکتی است که انسان درحرکت آزاد (Free Wheeling) انجام می‌دهد.

آزمایشات را می‌توان به دو دسته تقسیم نمود: ورودی قابل پیش بینی و ورودی غیرقابل پیش بینی. درشکل (۲) یک ورودی سینوسی ساده بعنوان ورودی قابل پیش بینی انتخاب شده که عقربه متناسب با آن نوسان خواهد نمود.

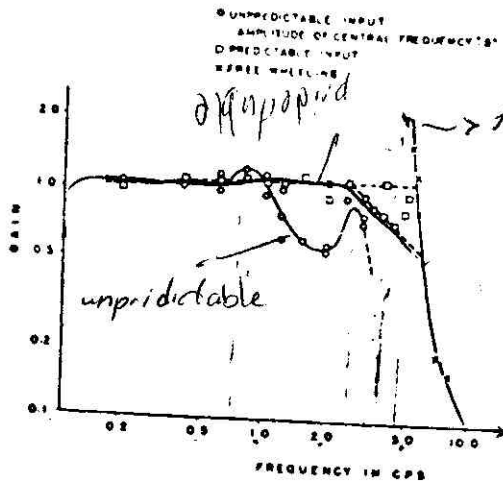
با اندازه‌گیری خروجی و بدست آوردن گین و تأخیر فاز آن درحالت دائمی می‌توان پاسخ دینامیکی سیستم را درآن فرکانس بدست آورد.



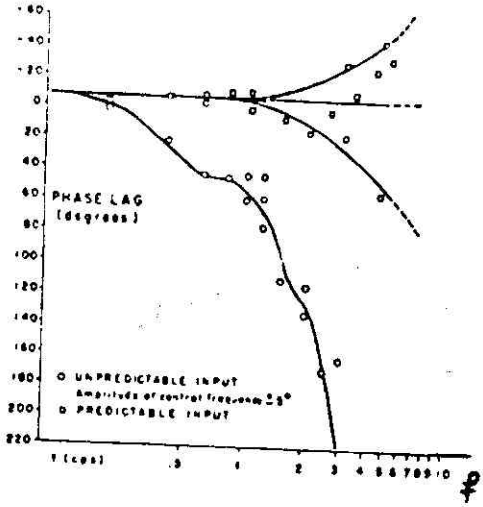
شکل ۷-۲ سیگنال ورودی و خروجی درآزمایش هایی با ورودی قابل پیش بینی

با انجام این آزمایش در فرکانسهای مختلف پاسخ فرکانسی سیستم مطابق شکل (۳) و(۴) بدست می‌آید. البته بدلیل متغیر بودن سیستمهای بیولوژیک این آزمایشات چندین بار تکرار و از مقدار گین و فاز میانگین گرفته شده است. همانگونه که مشخص است در فرکانسهای بالا بدلیل محدودیت سرعت پاسخ سیستم هماهنگ حرکتی انسان، گین کاهش یافته ولی مقدار تأخیر فاز افزایش می‌یابد. اما اگر چه این دو پارامتر برای آنالیز سیستمهای خطی بسیار با ارزش است، ولی بایستی توجه نمود که سیستم حرکتی انسان غیرخطی و متغیر است. با این حال توجه به این دو پارامتر اطلاعات با ارزشی بدست داده دارد.

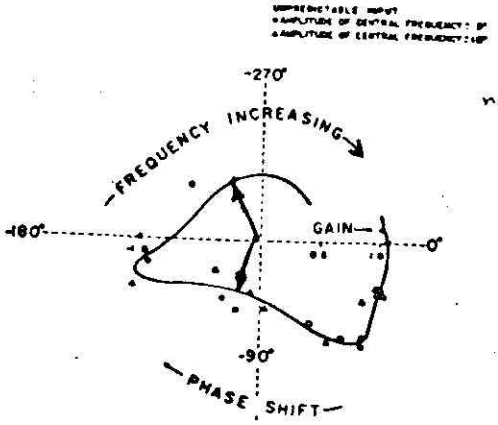
شکل ۷-۳ ضریب بهره پاسخ فرکانسی



شکل ۷-۴ تاخیر فاز بین ورودی و خروجی

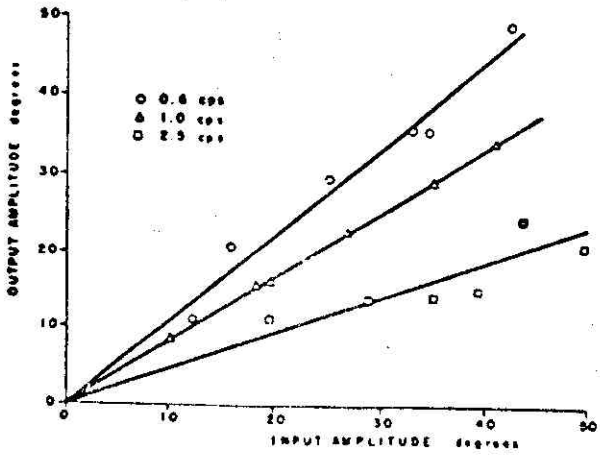


این پاسخ فرکانسی درشکل (۵) بصورت قطبی نمایش داده شده است.



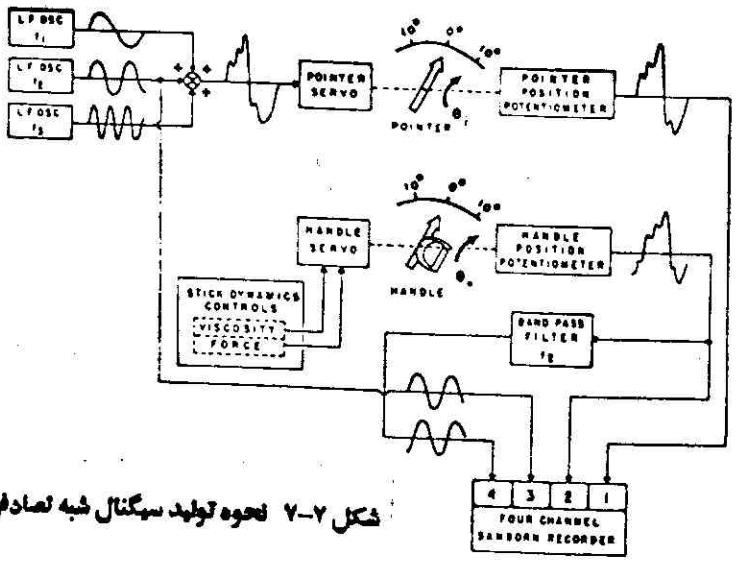
شکل ۷-۵ نمایش قطبی پاسخ فرکانسی
حرکت تعقیب کنایی

آزمایش دیگری که نتایج آن در شکل (۶) نشان داده شده حاکی از آن است که گین پاسخ در سه فرکانس مورد آزمایش در محدوده قابل توجهی، پاسخ تقریباً خطی از خود نشان می‌دهد.

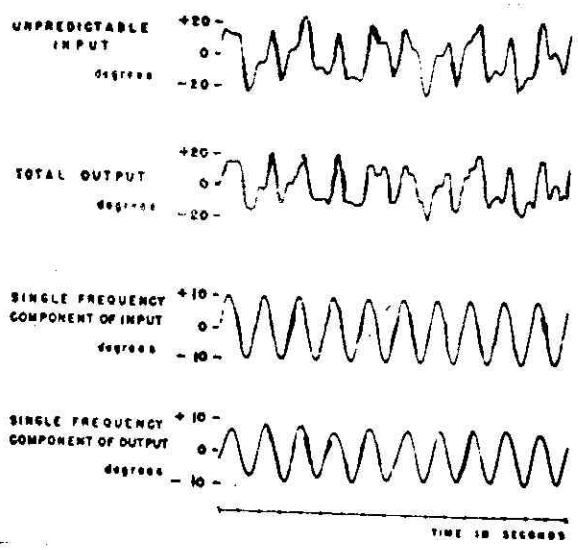


شکل ۷-۶ تغییردامنه خروجی نسبت به تغییر دامنه ورودی در فرکانس های ۰/۶، ۱ و ۲/۵ سیکل بر ثانیه

اما چون ورودی سینوسی قابل پیش بینی است. آزمایشات انجام شده بوسیله آن اطلاعات چندانی از سیستم کنترل بهمراه ندارد، دراین مورد استفاده از ورودی غیرقابل پیش بینی مفیدتر می‌باشد. برای ورودی غیرقابل پیش بینی ، می‌توان از سیگنال تصادفی با باند محدود استفاده نمود. ولی در اینجا بدست آوردن رابطه بین ورودی و خروجی محاسبات پیچیده‌ای را نیاز دارد. راه ساده‌تر تولید الگویی متشکل از چند موج سینوسی ساده مطابق شکل (۷) است. اگر چه از نظر ریاضی این سیگنال تحلیلی بوده و قابل پیش بینی است، ولی درعمل چنانچه فرکانسها نسبت به یکدیگر اول باشند شخص نمی‌تواند حرکت ورودی را پیش بینی کند. مزیت این سیگنال در آن است که می‌توان بسادگی بوسیله فیلترهای میان گذر، فرکانسهای مختلف را از یکدیگر تفکیک نمود. استارک این کار را بصورت شکل (۸) انجام داد.

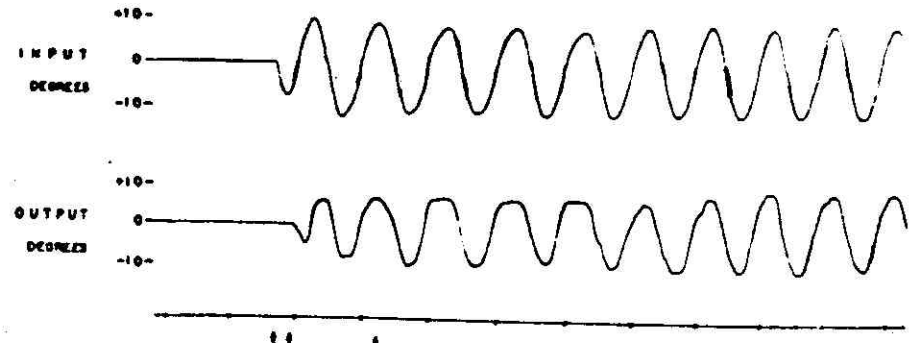


شکل ۷-۷ نحوه تولید سیگنال شبه تصادفی



شکل ۷-۸ نتایج آزمایش با ورودی غیر قابل پیش بینی

درمقایسه نتایج آزمایشات، می‌توان گفت برای ورودی قابل پیش بینی، پاسخ بدست آمده مطابق شکل (۹) به سه فاز مجزا تفکیک می‌شود.



شکل ۲-۹ سه فاز پاسخ تعقیب کنایی برای ورودی های قابل پیش بینی

فاز اول: تأخیرزمان عکس العمل است ، دراین مدت شخص مورد آزمایش هیچ حرکتی ندارد (فاصله نقاط ۱و۲)

فاز دوم: هنگامی که شخص شروع به حرکت دستگیره می‌کند وارد فاز دوم حرکت یعنی فاز پاسخ سیستم عصبی می‌شود (فاصله نقاط ۲و۳) دراین مدت شخص می‌خواهد ورودی را دنبال کند و از این رو دستگیره را به حرکت درمی‌آورد. این حرکت ممکن است هم جهت و یا خلاف جهت ورودی باشد. (در صورتی که شخص مورد آزمایش به دفعات زیاد آزمایش شود، حرکت اولیه‌اش درصورتی که فرکانس ورودی زیاد نباشد هم جهت ورودی است) ولی خیلی زود شخص خود را تصحیح کرده و به تعقیب ورودی می‌پردازد. در فاز دوم دامنه خروجی نسبت به ورودی دارای خطا است. همچنین فاز خروجی نسبت به ورودی پس فاز خواهد بود. اما پس از مدت کوتاهی شخص قادر به پیش بینی حرکت شده و خود را با ورودی تطبیق می‌دهد. از این رو وارد فاز سوم یعنی فاز پیش بینی می‌شود.

فاز سوم: دراین فاز شخص ممکن است از ورودی جلو هم بیفتد (پیش فاز) این فاز حالت قرار را نشان می‌دهد و تا رسیدن به حالت خستگی، شخص ورودی را به همین ترتیب دنبال خواهد کرد (به شرط آنکه فرکانس ورودی برای شخص زیاد نباشد که در قسمتهای بعدی دراین مورد بحث خواهد شد). عموماً شخص درمدت یک یا دو ثانیه وارد فاز سوم حرکتی می‌شود.

اما ازطرفی برای ورودی غیرقابل پیش بینی پاسخ تنها دوفاز اولیه را می‌پوشاند. دراین حالت پیش بینی الگوی ورودی توسط شخص مشکل بوده بطوریکه حلقه‌های کنترلی برای کنترل دست بگونه‌ای دیگر و از طریق مخچه بسته می‌شود. بنابراین برای قراردادن مداوم شخص در فاز دوم حرکتی (پاسخ سیستم عصبی) از سیگنال ورودی غیرقابل پیش بینی (مجموع سه سینوسی) استفاده می‌نماییم. پس از ثبت سیگنال خروجی تعقیب، موج ورودی و خروجی را فیلتر نموده و اختلاف فاز و ضریب بهره سیستم را در هر فرکانس بدست می‌آوریم (شکل۱۰) شکل (a) ورودی غیرقابل پیش بینی و

(b) خروجی را نشان می‌دهد. هرگاه ورودی را فیلتر نموده و تک فرکانس مورد نظر را استخراج نماییم شکل (c) بدست می‌آید و شکل (d) خروجی فیلتر شده حول تک فرکانس مورد نظر را نشان می‌دهد.

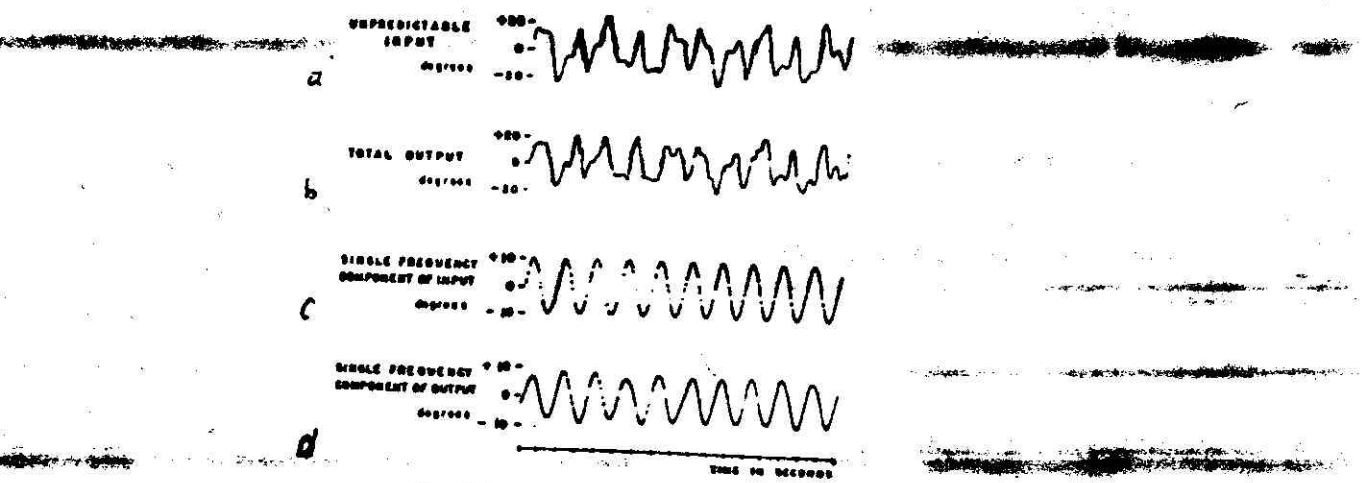
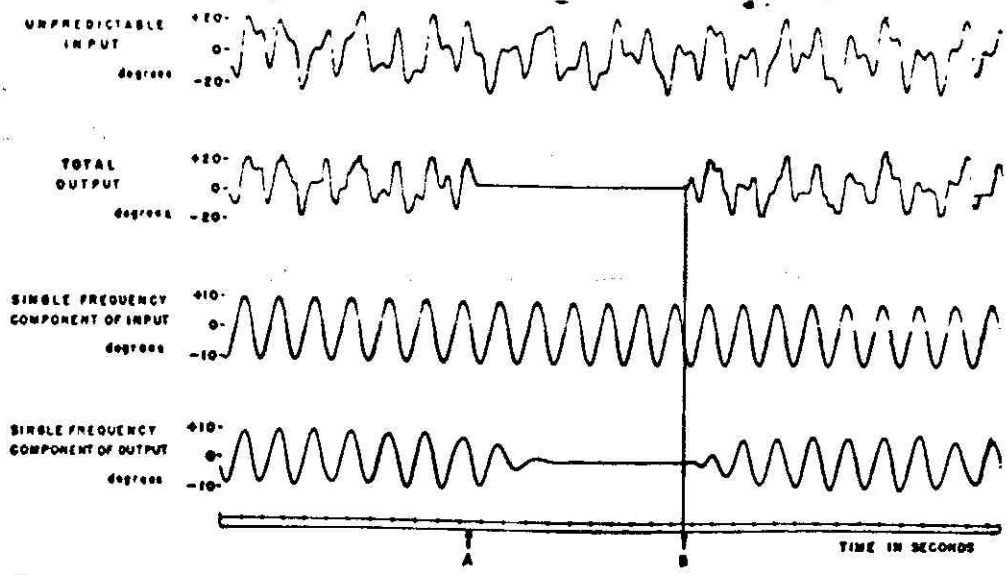


Fig. 10 Unpredictable input experiment.

شکل ۷–۱۰ نتایج آزمایش با ورودی غیر قابل پیش بینی (شکل ۷–۸)

استارک برای اینکه نشان دهد تحلیل فرکانسی، تنها درپاسخ حالت دائمی مفید بوده و برای پاسخ گذرا مناسب نمی‌باشد، آزمایش دیگری ترتیب داد. دراین آزمایش برای مدت ده ثانیه دستگیره بی‌حرکت می‌ماند. نتایج برای ورودی غیر قابل پیش‌بینی شکل (۱۱) نشان داده شده است. که درآن ringing transient به خوبی مشهود است.

شکل ۷-۱۱ نتایج قطع ورودی و بررسی حالت گذرای خروجی فیلتر (Ringing)



استارک درقسمت دیگری از آزمایشات خود دو نوع حرکت درانسان را مورد مقایسه قرارداد. این دو نوع حرکت همانطور که در فصل اول ذکر گردید، حرکت مقید (Postural) و حرکت آزادانه (Voluntary) می‌باشد.

درحرکت مقید برای تثبیت موقعیت عضو، از فیدبک کنترلی استفاده می‌شود. که درآن فیدبک موقعیت درحلقه فیدبک وارد میگردد. این سرو سیستم توسط مراکز بالاتر کنترل می‌شود، که این مراکز علاوه بر ورودیهای مرجع، پارامترهای برخی از عناصر سیستم را نیز تنظیم می‌کنند. در حرکت آزادانه، یک سیستم کنترل حلقه باز دخیل است که بصورت از پیش برنامه‌ریزی شده اجرا می‌گردد. و از تأثیر فیدبکها تا حدی جلوگیری گردیده است.

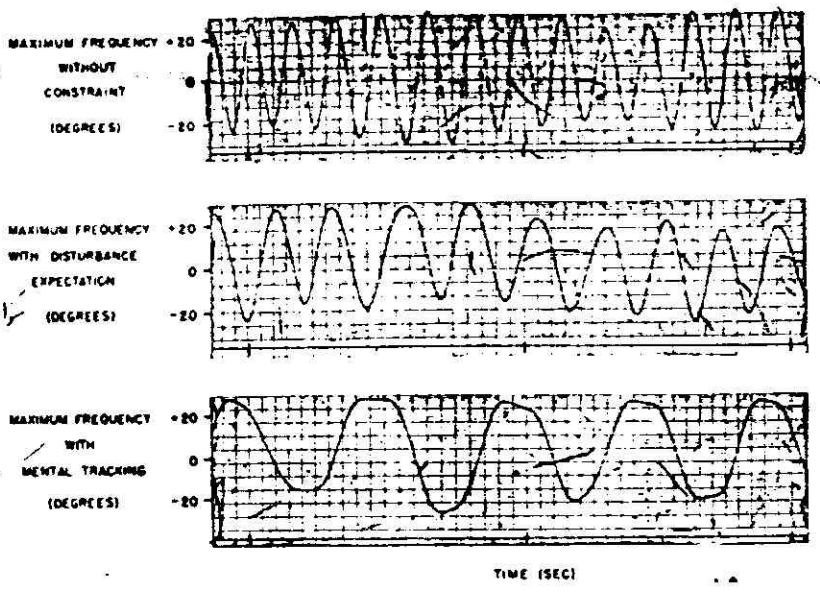
در آزمایشات استارک اگر برای چرخش مچ دست قیدی قرار دهیم که زاویه چرخش را درحد معینی محدود نماید. حرکت از نوع مقید خواهد بود. ولی اگر از شخص خواسته شود که بدون توجه به وضعیت و سرعت عضو، حرکتی را انجام دهد، حرکت انجام یافته از نوع آزادانه خواهد بود. سه آزمایش زیر جنبه‌های مختلف سیستم کنترل حرکت را نشان داده و نتایج جالبی را بدست خواهد داد.

۱- حرکت چرخش آزادانه (Freewheeling): فرد بدون هیچ محدودیتی شروع به چرخش مچ دست می‌کند بطوری که فیدبک حرکتی در سیستم کنترل تأثیری ندارد یا بعبارت دیگر جلوی تأثیر آن سد می‌شود. شکل (۱۲-a) پاسخ زاویه‌ای بدست آمده از این حرکت درمقایسه با انواع دیگر حرکت را نشان می‌دهد. نکته حائز اهمیت دراین حرکت. فرکانس زیاد آن می‌باشد که نشان دهنده همان کنترل مدار باز حرکت است.

۲- حرکت مقید به موقعیت: دراین نوع حرکت، از شخص خواسته می‌شود که حرکتش را بین دو حد مشخص محدود کند. این حرکت ذاتاً وجود فیدبک را طلب می‌کند. پاسخ بدست آمده در این حالت در شکل (۱۲-c)

نشان داده شده است. همانگونه که انتظار می‌رود فرکانس سیستم مدار بسته کمتر از سیستم مدار باز است.

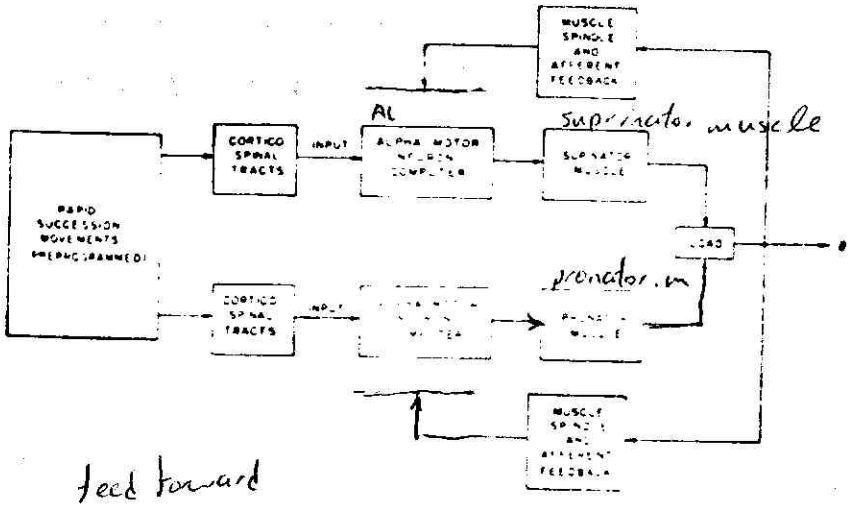
۳- حرکت متوالی با انتظار ورود اغتشاش: دراین حرکت، همه فیدبکهای حفاظتی و کنترلی وارد عمل می‌شوند. فرکانس پاخ کمتر از آزمایش اول ولی بیشتر از آزمایش دوم است. شکل (b-۱۲)



شکل ۷-۱۲ پاسخ های چرخش آزاد، مقید به موقعیت و با انتظار ورود اغتشاش

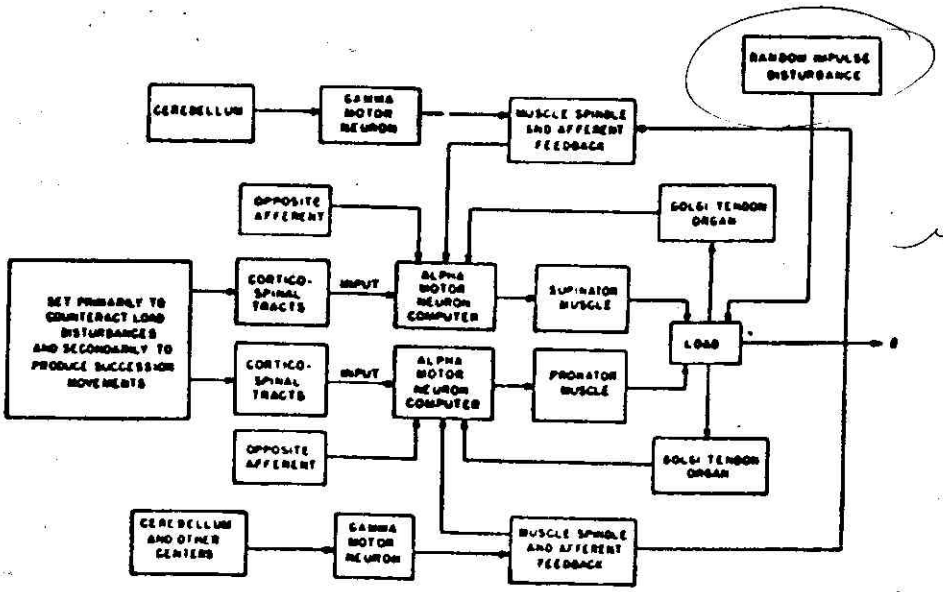
استارک براساس نتایج آزمایشات فوق و یافته‌های فیزیولوژیک، مدلی کیفی به ازای هریک از سه جهت فوق برای سیستم هماهنگ حرکتی (شامل دو عضله مخالف) ارائه نمود. اما هیچگاه این مدلها بصورت کمی قابل استفاده نگردید.

درشکل (۱۳) مدلی برای حرکت آزادانه نشان داده شده که درآن هر دو عضله مخالف، از مغز فرمان می‌گیرند و چون هیچ محدودیتی وجود ندارد، فیدبک حرکتی در سیستم کنترل تأثیری نمی‌گذارد.



شکل ۷-۱۳ مدل کیفی حرکت [illegible] آزاد

درشکل (۱۵) یک مدل برای حرکت مقید ارائه شده است که در آن موقعیت ذهنی توسط فیدبکهای چشمی به مغز منتقل وفرمانهای مغز از طریق اعصاب به عضلات ارسال میگردند و درشکل (۱۴) مدلی برای حرکت متوالی با انتظار اغتشاش دیده میشود. دراینجا علاوه بر فیدبک دوک عضلانی، گلژی تاندون نیز جهت فیدبک حفاظتی برای جلوگیری از صدمه دیدن عضله درگیر میشود.



شکل ۷- ۱۴ مدل کیفی حرکت تعقیب کنایی با انتظار ورود اغتشاش

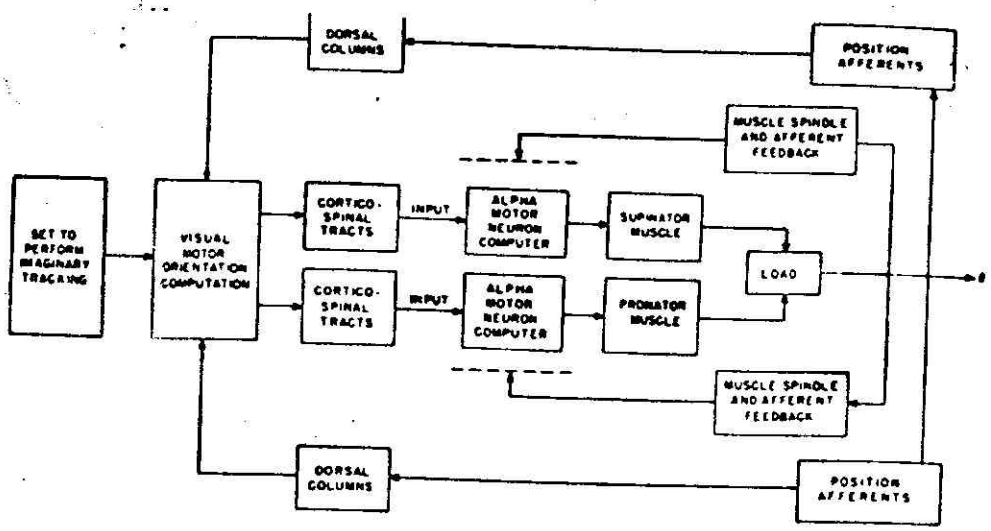
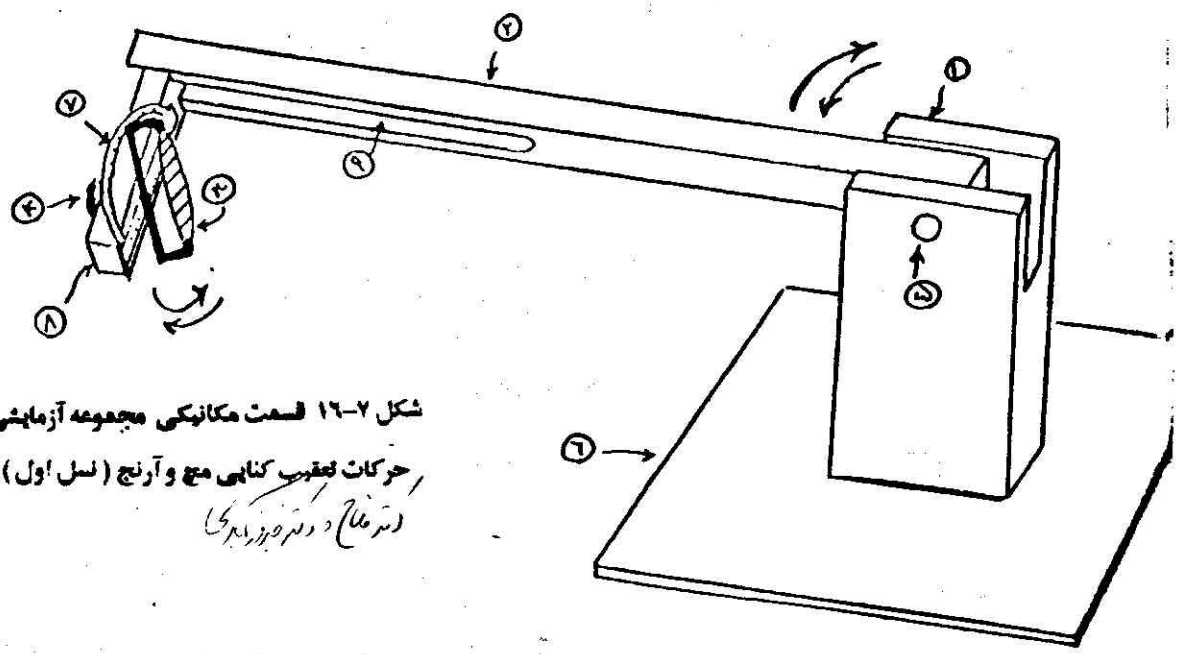


Fig. 5. Mental tracking mode configuration.

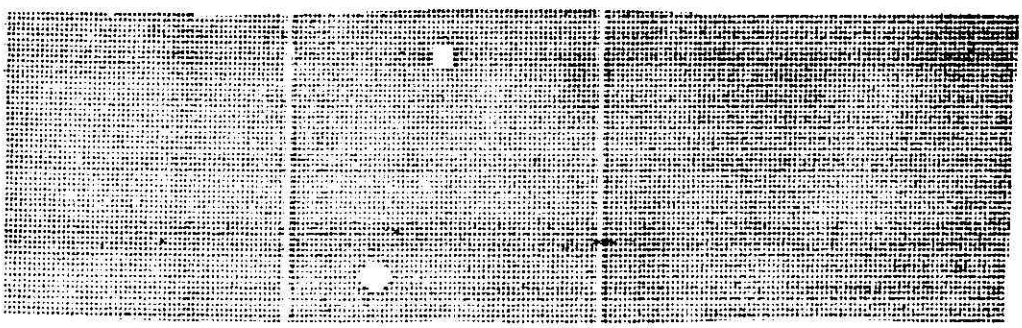
شکل ۷-۱۵ مدل کیفی حرکت تعقیب کنایی ذهنی

درسالهای اخیر و در دوره‌های متوالی درس کنترل سیستمهای عصبی عضلانی دانشگاه صنعتی امیرکبیر و دانشگاه تربیت مدرس چندین Setup آزمایشی مشابه تهیه و مورد آزمایش قرار گرفته است.

درسال ۱۳۶۹ فلاح آزمایشاتی مشابه استارک انجام داد[ ] وسیله مورد استفاده مطابق شکل (۱۶) شامل یک گونیامتر بود که شخص مورد آزمایش دستگیره آن را گرفته و حرکت چرخش مچ را انجام میدهد. الگوی ورودی بوسیله علامت □ برروی صفحه کامپیوتر نمایش داده می‌شود. و موقعیت دستگیره نیز بوسیله پتانسیومتر و برد A/D به کامپیوتر منتقل شده و بوسیله علامت ◇ روی صفحه ظاهر می‌شود که بایستی الگوی ورودی را دنبال نماید. شکل (۱۷)



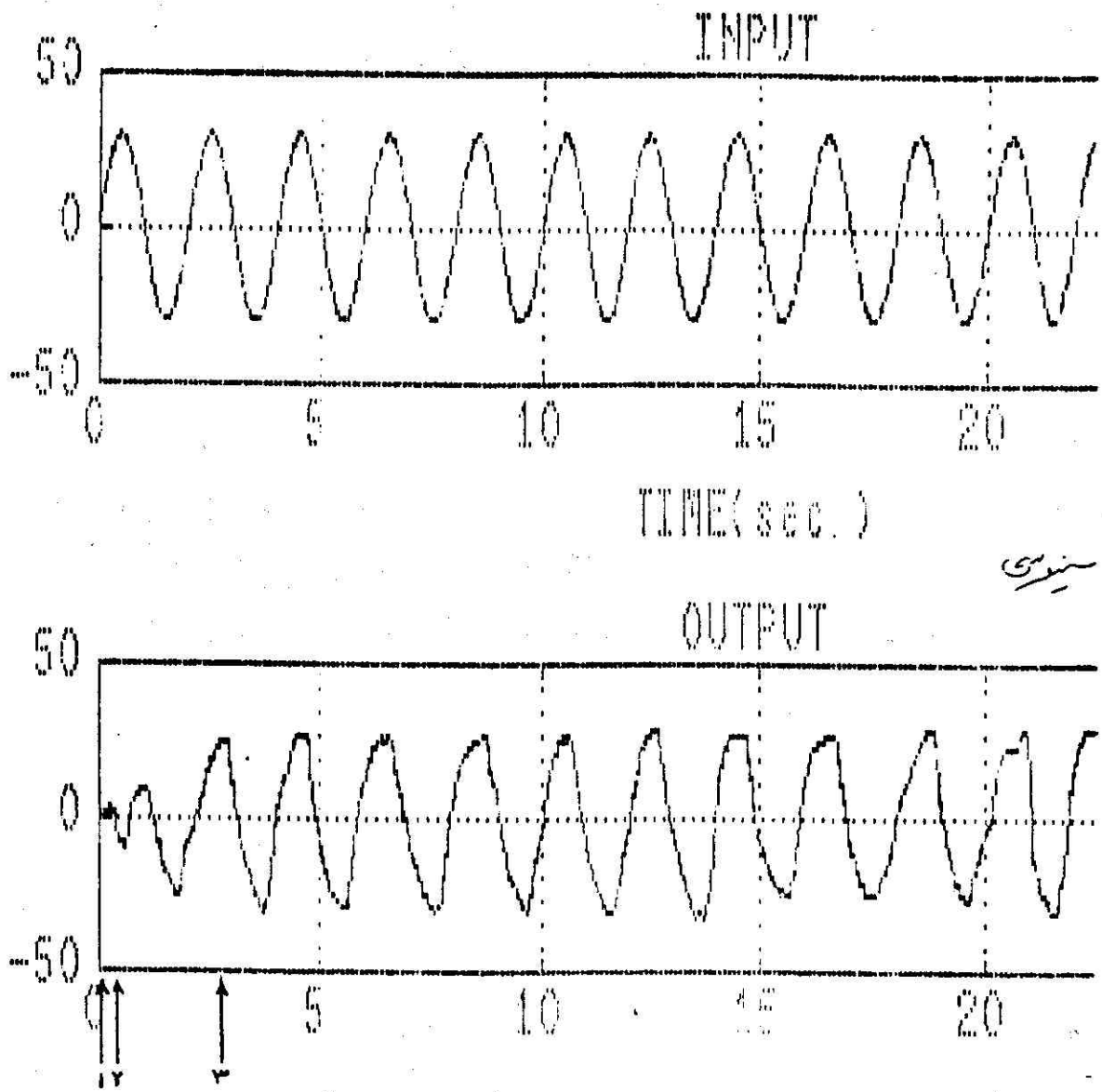
شکل ۷-۱۶ قسمت مکانیکی مجموعه آزمایشی حرکات تعقیب کنایی مچ و آرنج (نسل اول)



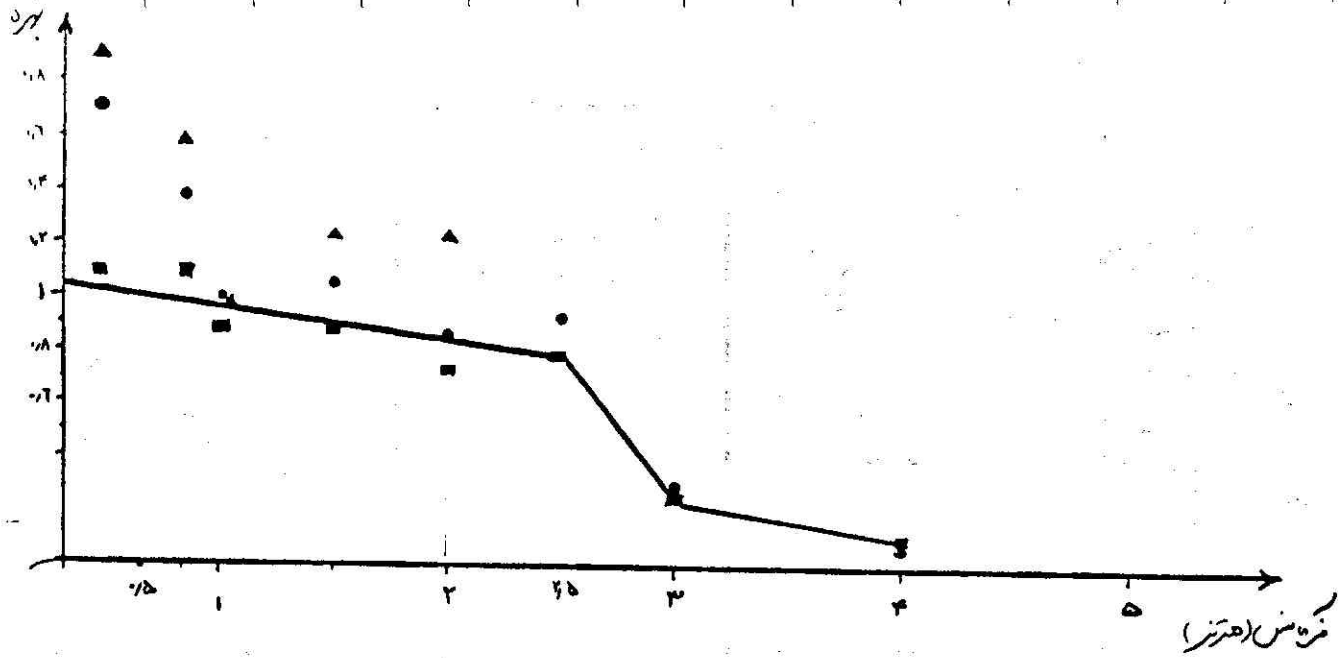
شکل ۷-۱۷ نشانک های هدف و گونیامتری حرکت دستگیره روی صفحه کامپیوتر

آزمایشات به سه صورت مختلف انجام گرفته است.

دسته اول آزمایشات مربوط به دنبال کردن یک موج سینوسی $Y=A\sin(x)$ (ورودی قابل پیش بینی) است (شکل۱۸)، که با دامنه‌ها و فرکانسهای مختلف می‌باشد. دامنه‌های موج سینوسی شامل ۲۰+ و ۱۰+ و ۵+ و فرکانسهای شامل ۰/۲۵ ، ۰/۷۵ ، ۱ ، ۱/۵، ۲ ، ۲/۵ ، ۳ و ۴ هرتز می‌باشد. شکل (۱۹) نشان می‌دهد که ضریب بهره بدست آمده تا فرکانس ۲/۵ هرتز تقریباً برابر یک می‌باشد و هرچه دامنه سیگنال ورودی کمتر شود این گین بالاتر میرود و از فرکانس ۲/۵ به بعد گین به شدت افت می‌کند.

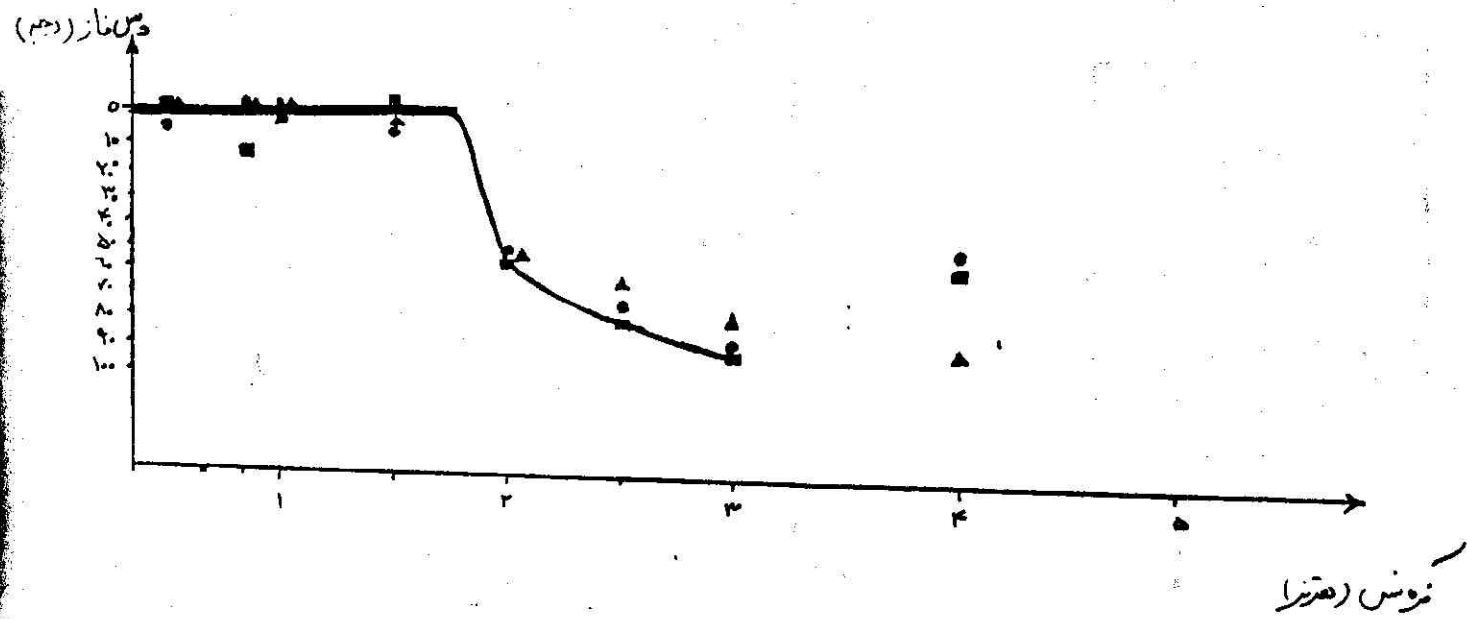


شکل ۷- ۱۸ نتایج آزمایش با ورودی قابل پیش بینی با مجموعه آزمایشگاهی نسل اول



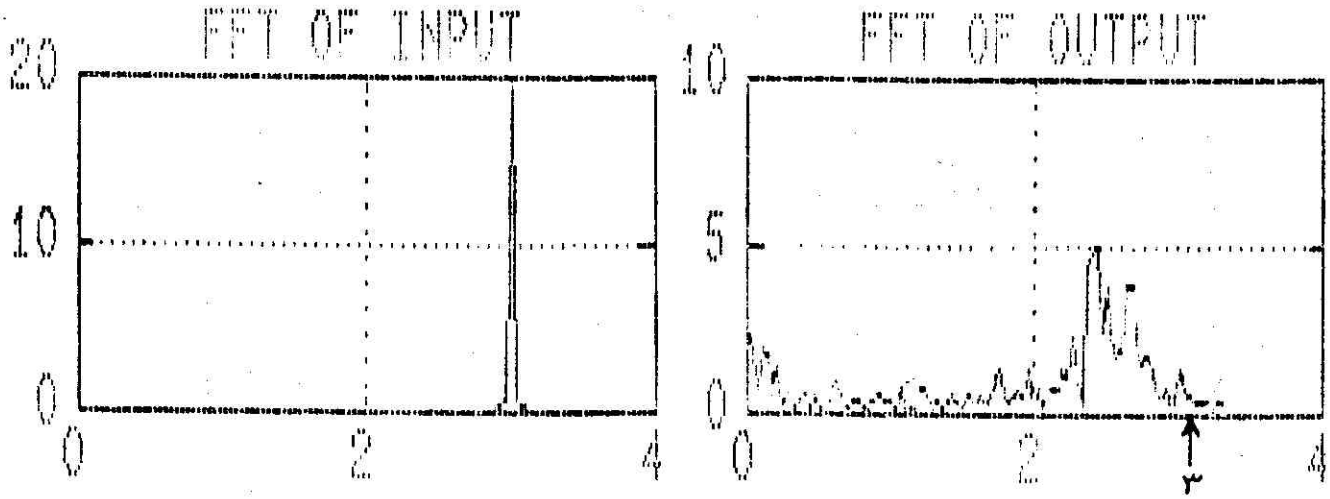
دامنه / فرکانس (هرتز)	۲۰°		۱۰°		۵°	
	کمینه	بیشینه	کمینه	بیشینه	کمینه	بیشینه
۰/۲	۱/۱۳	۵	۱/۷	۵°	۱/۹	۰
۰/۷۵	۱/۱۵	۱۸°	۱/۳۸	۰	۱/۶	۰
۱	۰/۸۷	۲°	۱/۰۶	۰	۱/۱	۰
۱/۵	۰/۹	۰	۱/۱	۱۰°	۱/۳۶	۵°
۲	۰/۷۳	۶۰°	۰/۹	۶۰°	۱/۲۸	۶۰°
۲/۵	۰/۸	۸°	۰/۹۷	۸۰	۱/۳	۷۰°
۳	۰/۴۷	۹۰°	۰/۲۷	۹۰	۰/۱۷	۸۰°
۴	۰/۱۴	۵۰°	۰/۱۳	۴۵°	۰/۱۱	۱۰۰

■ با دامنه ±۲۰°
● " ±۱۰°
▲ " ±۵°

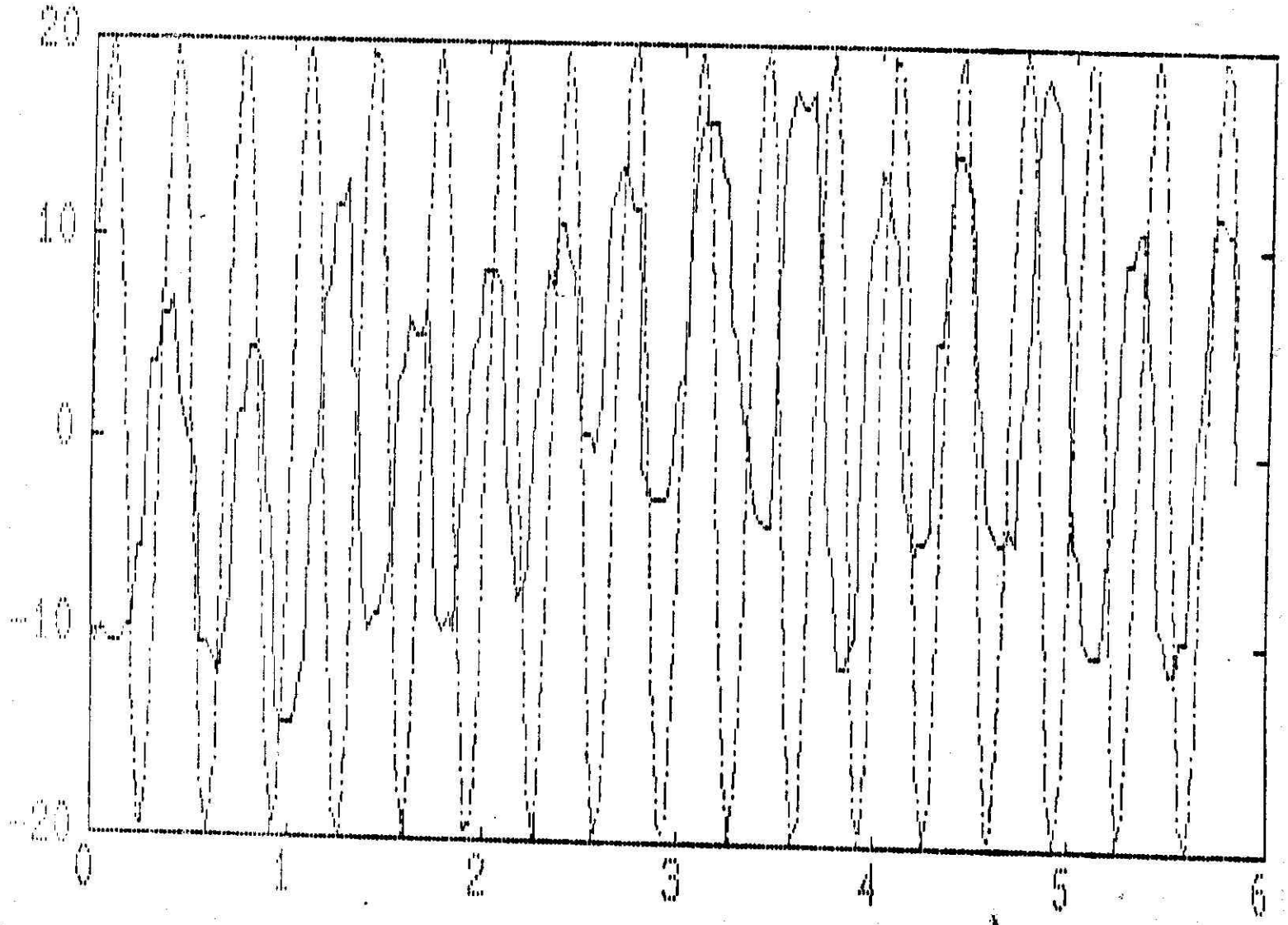


شکل ۷-۱۹ نمودارهای فاز و ضریب بهره هر حرکت تعقیب کنایی قابل پیش بینی

همچنین منحنی فاز این آزمایشها نمایانگر اختلاف فاز صفر درجه تا حدود ۱/۵ هرتزمی‌باشد و از آن پس پراکندگی اختلاف فاز بدلیل عدم امکان دنبال کردن سیگنال ورودی افزایش می‌یابد. درحقیقت حوالی ۲/۵ هرتز و پس از آن شخص سیگنالی را دنبال نمیکند بلکه براساس برداشت ذهنی خود دستگیره را به حرکت درمی‌آورد که برای بیرون کشیدن مؤلفه مورد نظر باید موج دریافت شده فیلتر شود و مؤلفه مزبور بیرون کشیده شود. شکل (۲۰) گویای این مسأله است که سیگنال ورودی یک موج سینوسی با دامنه ۲۰+ و فرکانس ۲ هرتز می‌باشد. طیف فرکانسی موج خروجی دارای مؤلفه کوچکی در۲ هرتز می‌باشد و مؤلفه اصلی در حوالی ۲/۵ هرتز است به عبارت دیگر دراین حالت شخص ورودی را نمی‌تواند دنبال کند از این رو حرکاتی غیرمشخص انجام می‌دهد. حال این سؤال باقی است که آیا بازهم دنبال کردن ورودی صورت گرفته است؟ همانگونه که درشکل (۲۱) الگوی ورودی و تعقیب خروجی نشان داده شده، هیچ عمل دنبال کردنی صورت نگرفته و شخص تحت تأثیر رفت و برگشت نقطه روی صفحه، حرکتی را برای خود انجام می‌دهد. در صورتی که شخص با تمرین خود را از نقطه روی صفحه مستقل سازد می‌تواند مؤلفه اصلی خروجی را به سمت فرکانسهای بیشتر سوق دهد. درحقیقت تعداد فیدبکهای مؤلفه اصلی موج خروجی در این حالت نشان می‌دهد. هرچه شخص خود را بیشتر تحت فشار قرار دهد از تعداد فیدبکهای بیشتری استفاده نموده و این مؤلفه افت می‌کند.



شکل ۷-۲۰ پاسخ فرکانسی سیگنال های ورودی و خروجی در حرکت تعقیب کنایی



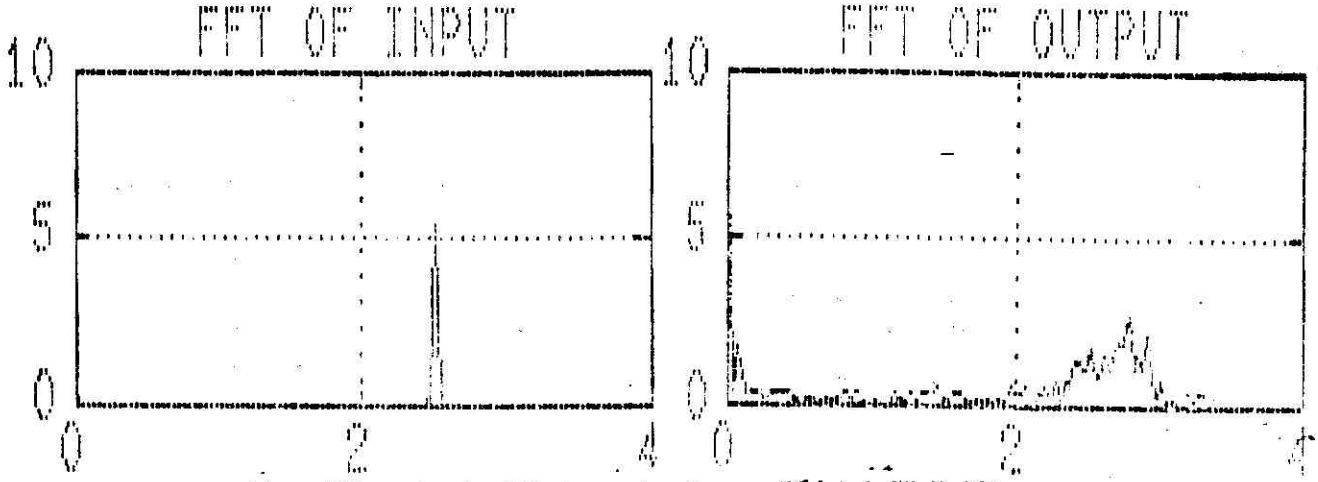
شکل ۲-۲۰ مشابه خروجی در اثر دنبال کردن موج سینوسی با فاز کاس ۳ و دامنه ۲۰

دسته دوم آزمایشها با استفاده از سیگنالهایی بصورت مجموع سه سینوس است.

$$y = a_0 \sin 2\pi f_0 t + a_1 \sin 2\pi f_1 t + a_2 \sin 2\pi f_2 t$$

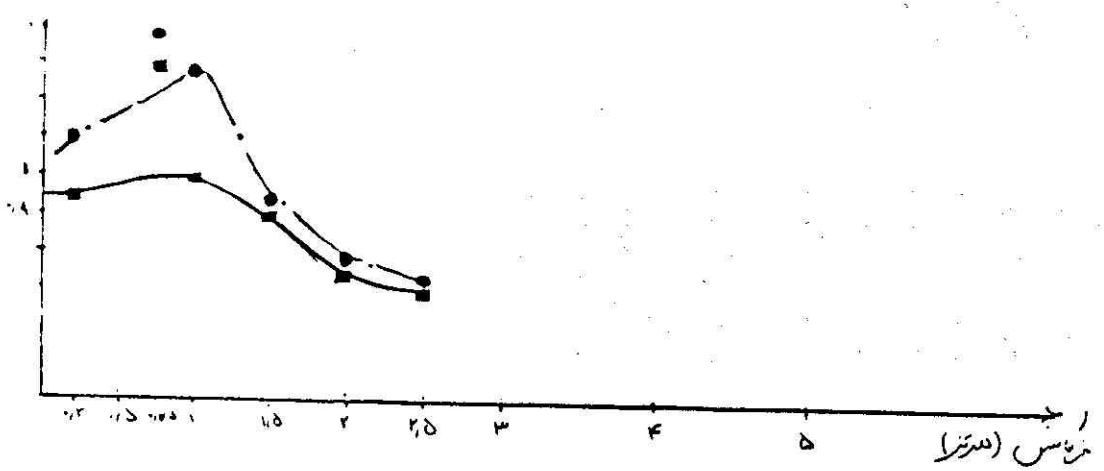
هدف در قراردادن این موج بعنوان ورودی آن است که موج از نظر شخص به صورت غیرقابل پیش‌بینی بنظر آید. اما مسأله مهم دراین آزمایش مقادیر دامنه‌ها نسبت به هم و فرکانسهای f_1 و f_2 نسبت به فرکانس اصلی f_0 می‌باشد. هرچه دامنه‌های a_1 و a_2 و فرکانسهای f_2 و f_3 نسبت به موج اصلی بیشتر باشد حالت تصادفی بودن ورودی بیشتر است. دراین حالت امکان تعقیب ورودی از شخص سلب می‌شود. آزمایشها برای یک شخص بدون تمرین قبلی انجام شده و نتایج حاصله درشکل (۲۳) آمده است. دامنه سیگنال دراین آزمایش ۲۰+ ، ۱۰+ و ۵+ و فرکانسهای اصلی ۱ ، ۱/۵ و ۲/۵ می‌باشد.

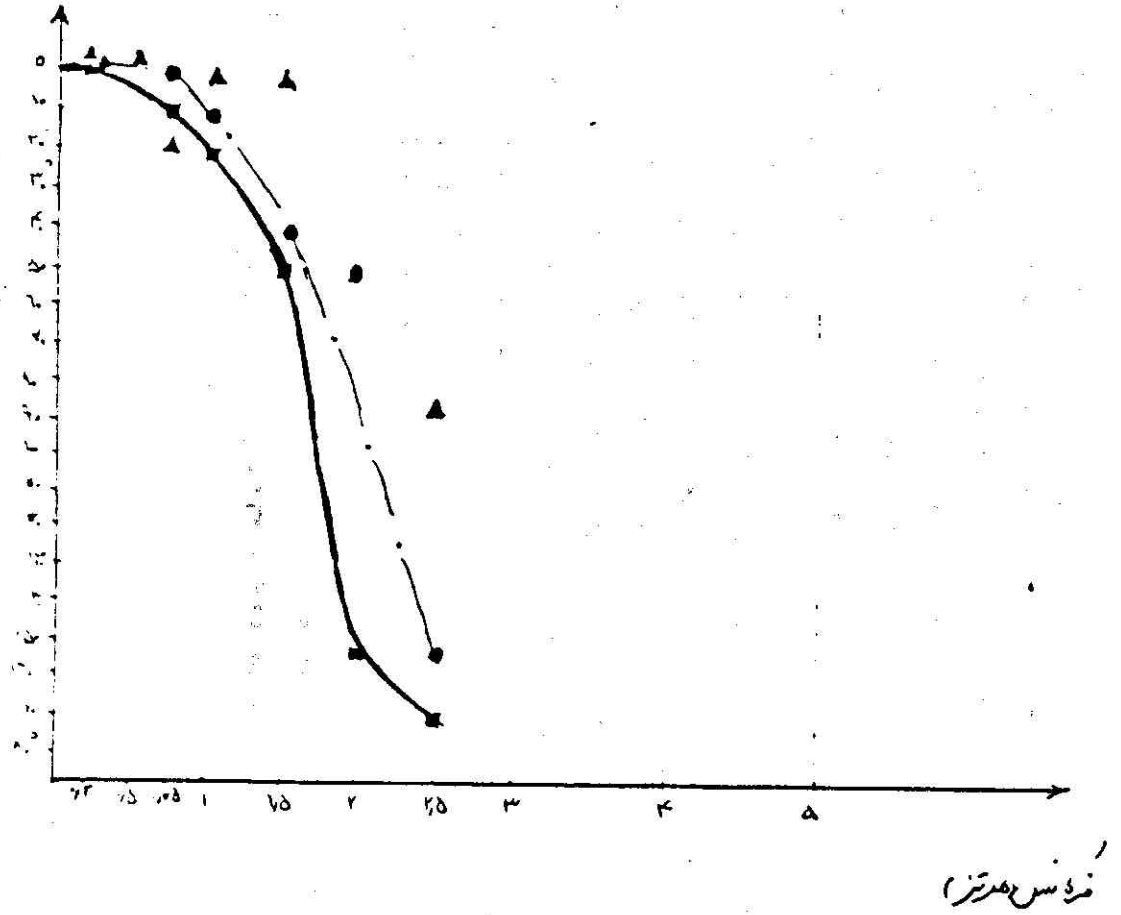
از فرکانس ۲/۵ به بعد بدلیل عدم امکان تعقیب ورودی، آزمایشها اعتباری ندارد. این مورد را بوضوح درشکل (۲۳) مشاهده می‌کنیم طیف فرکانسی خروجی دیگر دارای یک قله مشخص در ۲/۵ نیست بلکه یک محدوده را می‌پوشاند. یعنی شخص چیز مشخصی را دنبال نمی‌کند. تنها در حوالی فرکانس یک قله مشاهده می‌شود. همچنین اختلاف فاز نیز با افزایش فرکانس با پراکندگی زیاد افزایش می‌یابد. اگر آزمایشها با دامنه ورودی ۲۰ و ۱۰ و ۵ و با فرکانسهای ۰/۲ و ۰/۴ و ۰/۶ انجام شود، دیگر حالت تصادفی کامل را نداشته و تقریباً قابل پیش‌بینی است. نتایج حاصله از این آزمایش شباهت بیشتری به نتایج استارک دارد.



شکل ۷-۲۲ پاسخ فرکانسی ورودی و خروجی غیر قابل پیش بینی در فرکانس ۲/۵

دسته سوم آزمایشات بصورت حرکت آزاد (Free Wheeling) انجام شده است. این حرکت در درجه اول بستگی مستقیم به شخص آزمایش شونده دارد و از تمام آزمایشاتی از این نوع که برای افراد مختلف ترتیب یافته، هیچیک موفق به دست یابی فرکانسی بیش از ۵ هرتز است.
دراین آزمایشات گاه با یک پیک فرکانسی در نمودارهای طیف فرکانسی





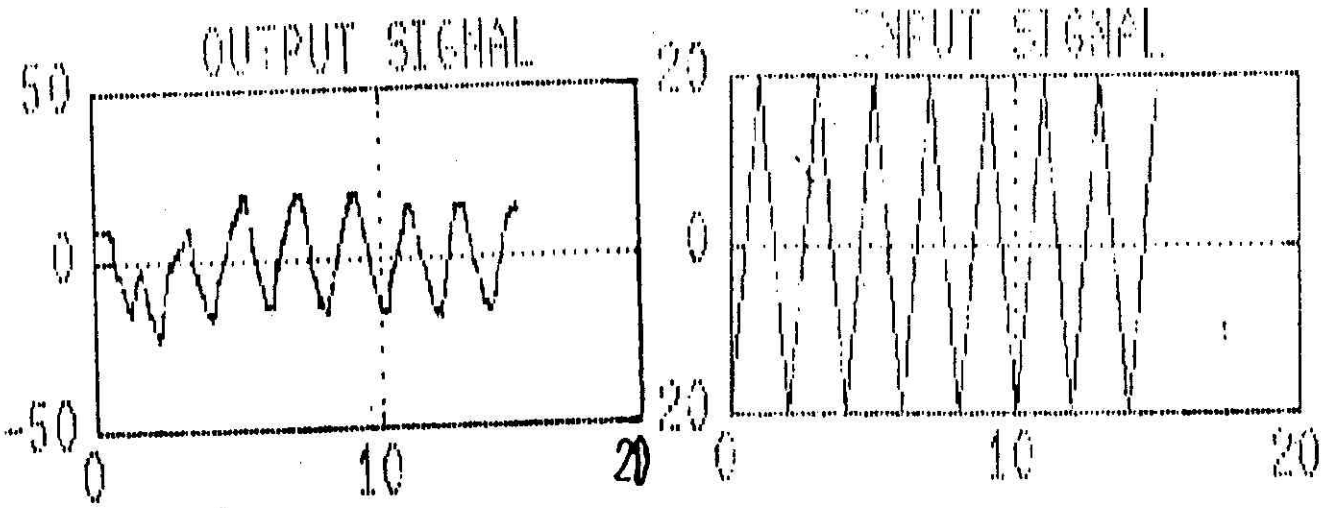
شکل ۷-۲۳ نمودار ضریب بهره و اختلاف فاز به ازای ورودی تصادفی

$$y = AmP_K \frac{F}{V}\left(\lambda_{2\pi Pt} + \frac{1}{2}\lambda_{4\pi Pt} + \frac{1}{3}\lambda_{6\pi Pt}\right)$$

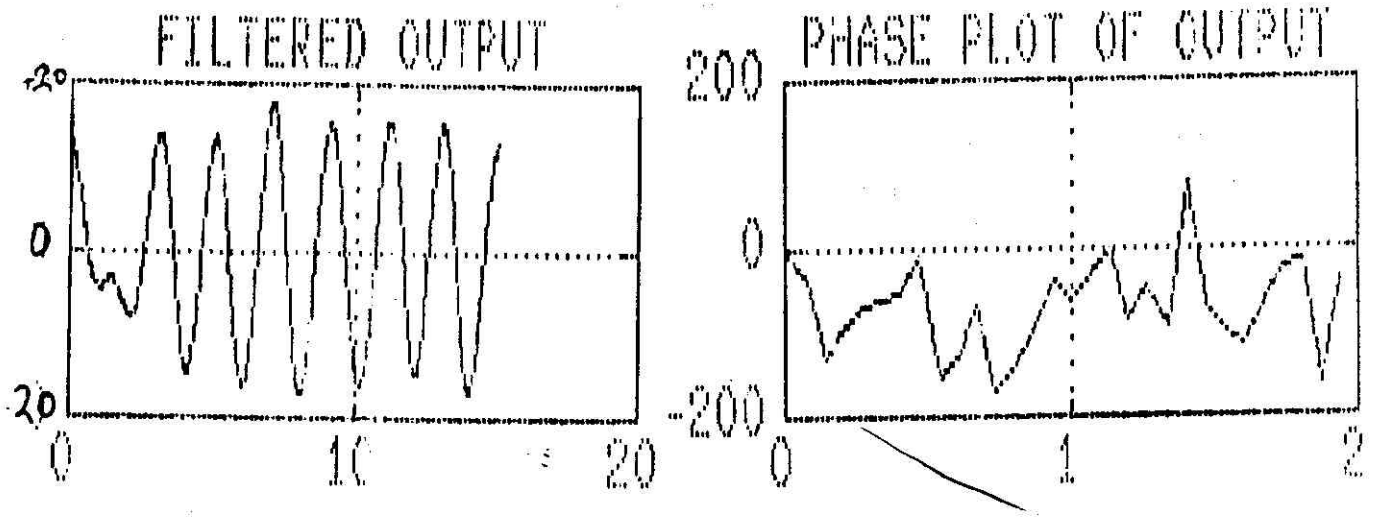
۲۴۱

مواجه میگردیم و گاه یک محدوده فرکانسی بدون وجود قله‌ای مشخص جلوه‌گر می‌شود. دراغلب افراد، بعد از حدود ۱۵ ثانیه، خستگی سبب افت فرکانسی می‌گردد و در شروع آزمایشها نیز فرکانس کم بوده و پس از چند ثانیه فرکانس افزایش می‌یابد. هنگامی که شخص در ذهن خود یک هدف مجهول را دنبال می‌کند فرکانس ماکزیمم افت قابل ملاحظه‌ای می‌کند و درصورتی که شخص درضمن حرکت آزاد انتظار بروز اغتشاش را داشته باشد فرکانس ماکزیمم از حالت بدون قید و شرط کمتر و از حالت تعقیب هدف ذهنی بیشتر خواهد بود. البته درهنگام گرسنگی شخص، کاهش فرکانس ماکزیمم دقیقاً مشهود است. یا درصورتی که شخص آزمایش شونده مشغولیت یا نگرانی ذهنی داشته باشد، افت فرکانس دقیقاً قابل مشاهده است. فرکانسهای ماکزیمم از فردی به فرد دیگر بطور آشکار تغییر می‌کند و در یک شخص نیز در ساعات مختلف نتایج گوناگون حاصل میگردد. انجام آزمایشات حرکت آزاد با دامنه کم، مشکلات بسیاری به دنبال خواهد داشت از یک سو به دلیل کاهش دامنه سرعت رفت و برگشت افزوده می‌گردد و از سوی دیگر به دلیل مشغول شدن ذهن فرد آزمایش شونده برای دامنه کم فرکانس کاهش می‌یابد. بسته به قرار گرفتن شخص بین این دو مقدار حدی نتایج متعددی حاصل میگردد و درمجموع نتیجه‌گیری مشخص را غیرممکن می‌سازد. به عبارت دیگر، بصورت قاطع نمی‌توان گفت که با کاهش دامنه، فرکانس افزایش می‌یابد. بخصوص در آزمایشات بدون تمرین قبلی این نتیجه ملموس است ولی درصورتی که شخص تمرینات متوالی را طی نماید می‌توان به فرکانسهای بیشتر در دامنه‌های کمتر دست یافت. اگر چه این نتیجه صددرصد و قطعی نیست و موارد خلاف نیز مشاهده می‌گردد.

البته در ادامه آزمایشات، ورودی‌های دیگری نیز مورد بررسی قرار گرفته است. شکل (۲۴) نتایج تعقیب الگوی ورودی مثلثی را نشان می‌دهد. این آزمایش با دوره تناوب ۲ ، ۱ ، ۰/۵ ثانیه و با دامنه‌های ۲۰± و ۱۰± درجه صورت گرفته است. درفرکانس ۰/۵ هرتز به جز در ۱/۵ ثانیه اول که شخص خود را با ورودی تطبیق می‌دهد، عمل دنبال کردن به خوبی صورت می‌گیرد و مسأله انحراف دراثر سوئیچ کردن بین عضلات محرک در حرکت مشاهده نمی‌شود. درشکل (۲۵) مؤلفه اصلی موج ۰/۵ هرتز فیلتر شده و منحنی فاز آن رسم گردیده است. وجود اختلاف فاز صفر درجه و ضریب بهره تقریباً یک، حکایت از دنبال کردن خوب را دارد. البته با افزایش فرکانس عمل تعقیب مشکل می‌شود.



شکل ۷-۲۴ نتایج تعقیب کنایی با ورودی مثلثی



شکل ۷-۲۵ مولفه اصلی ۰/۵ هرتزی سیگنالهای شکل ۷-۲۴

سپس درسال ۱۳۷۰ فاضل رضائی و خیاطی آزمایشات مشابهی را بوسیله Setup آزمایشی کاملتری انجام دادند [ ] و با پردازش نتایج حاصل، چه از لحاظ مدلسازی پارامتری حرکت و چه از لحاظ یافتن ویژگیهای مناسب که بتواند بعنوان معیارهای کمی پایه مقایسه نتایج قرار گیرد، به نتایج جالبی دست یافتند. شکل (۲۶) نمونه‌ای از نتایج بدست آمده از این آزمایشات را نشان می‌دهد.

در راستای تکامل این نتایج، درسال ۱۳۷۱ آزمایشات مشابهی توسط فراهانی و نفیسی انجام گردید [ ]، که برای آن یک Setup آزمایشی جدید طراحی و ساخته شد. که در آن الگوی حرکتی درصفحه مانیتور نمایش داده می‌شود و شخص مورد آزمایش دستگیره‌ای در دست گرفته و سعی می‌کند این الگو را تعقیب نماید که نتیجه آن بوسیله درایورmouse و ازطریق پورت سریال به کامپیوتر منتقل می‌شود.

همچنین طراحی نرم‌افزار سیستم بگونه‌ای است که موارد ذیل درآن لحاظ گردیده است.

۱- طراحی شکل و رنگ الگوی تصویری بنحوی که مسائل سیبرنتیکی حرکت را ملحوظ نماید.

۲- امکان طراحی مناسب و راحت الگوی زمانی حرکت

۳- امکان بررسی الگوی زمانی درقالب یک تصویر دوبعدی بمنظور طراحی بهینه الگوی زمانی حرکت

۴- ملحوظ نمودن مشخصات فردی شخص مورد آزمایش

۵- ذخیره و بازیابی مناسب اطلاعات چه ازجهت حجت اشغالی و چه از جهت نحوه دسترسی و پردازش

۶- انجام آزمایشات بر روی اشخاص، بصورت user friendly وinteractive چه از لحاظ کیفیت آزمون و چه ازلحاظ سرعت اجرای آزمایشات

۷- طراحی مناسب یک پایگاه اطلاعاتی برای دستیابی به یک نظم پردازشی، بخصوص زمانی که حجم نمونه‌های آزمایش بسیار زیاد است.

برای نمایش الگوی هدف ونحوه تعقیب کنائی درصفحه نمایشگر نیز می‌توان از الگوهای تصویری مختلفی استفاده نمود، تا از آرتیفکتهای ناشی از حرکت چشم جلوگیری شود. بدین منظور میله‌ای انتخاب شد که حول یک نقطه درون میله دوران می‌نماید. ابتدا یک راس میله بعنوان مرکز دوران انتخاب شد، اما از آنجا که دراین حالت معمولا" خیره نگاه به راس متحرک میله است، آرتیفکت حرکت چشم وارد می‌شود. درمرحله بعد محور دوران در مرکز میله انتخاب شد. دراین حالت بنا به حالت متقارن حرکت، خیره نگاه به سمت مرکز دوران است و بدین ترتیب آرتیفکت حرکت چشم بخوبی حذف می‌شود، اما مشکلی که پیش می‌آید گم کردن جهت حرکت هدف می‌باشد، بطوری که باعث عدم تعقیب کنائی مناسب الگوی حرکت می‌شود. این مسأله را شاید بتوان به خاطر تقارنی دانست که در حرکت دورانی حول مرکز بوجود می‌آید. بدین ترتیب مرکز دوران الگو در فاصله میان مرکز تا راس پائینی آن انتخاب شد تا هم کاهش آرتیفکت حرکت چشم و هم قدرت تعقیب کنائی به حدود قابل قبولی برسند. بدون شک شکل، رنگ ونوع حرکت الگوی تصویری اثرات کمی و حتی کیفی مهمی در امر تعقیب کنائی دارد.

برای تهیه الگوی زمانی حرکت، ده الگوی پایه انتخاب شد: در

حرکات قابل پیش بینی و غیرقابل پیش بینی از آنها تهیه گردیده است. پس از انجام آزمایشات، با اعمال پردازش‌های لازم بر روی نتایج بدست آمده، تعدادی ویژگی کمی استخراج گردیده که درموارد مختلف مورد تجزیه و تحلیل و یا توجیه قرار گرفته است.

این ویژگیها عبارتند از: زمان تأخیر اولیه، میانگین مربعات خطا، بهره سرعت، بهره فرکانسی، پیک تابع همبستگی، ضرایب همبستگی، ضرایب مدل ARMA

جدول (۱) نمونه‌ای ازنتایج بدست آمده برای این ویژگیها درچند آزمایش را نشان می‌دهد. با تلاش برای ارائه مدل پارامتری ARMA برای نحوه تعقیب کنائی، نتایج نشان می‌دهد که:

۱- مدل عملکرد اپراتور به الگوی ورودی وابسته است.

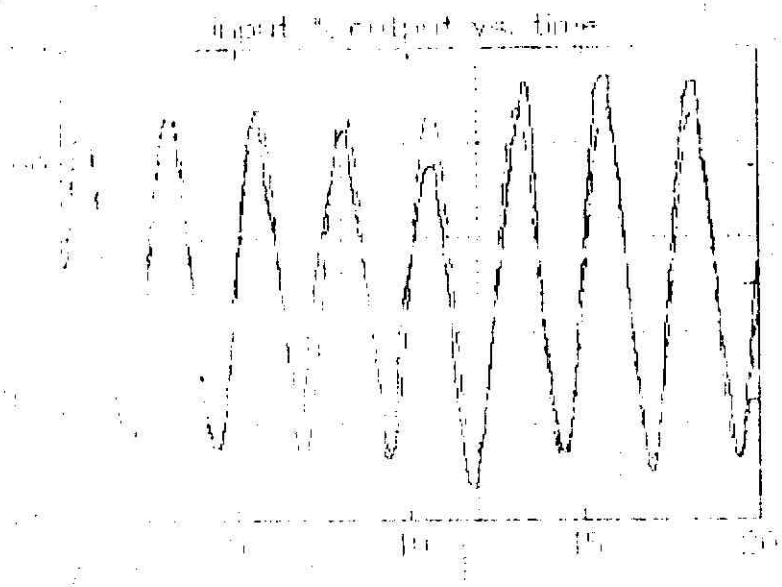
۲- مدل سیستم حرکتی انسان تنها دریک محدوده خاص ازالگوها صادق است.

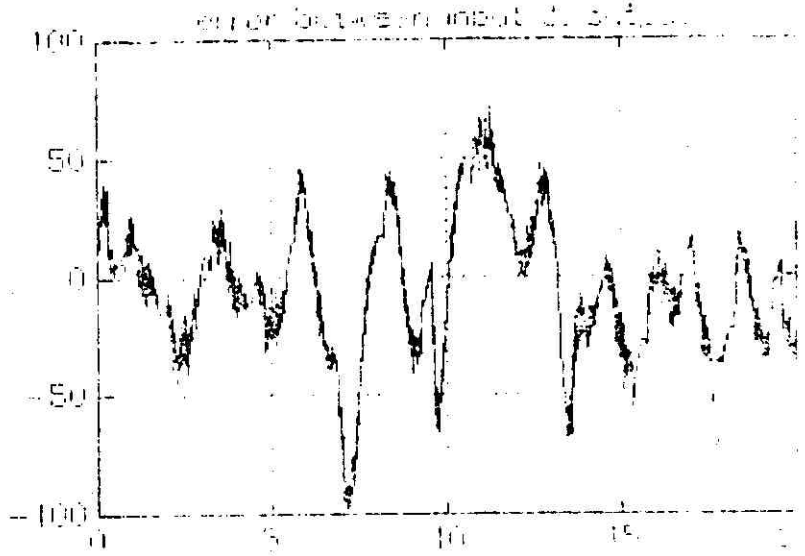
۳- ارائه یک مدل خطی از یک سیستم غیرخطی با دشواریهائی روبرو است.

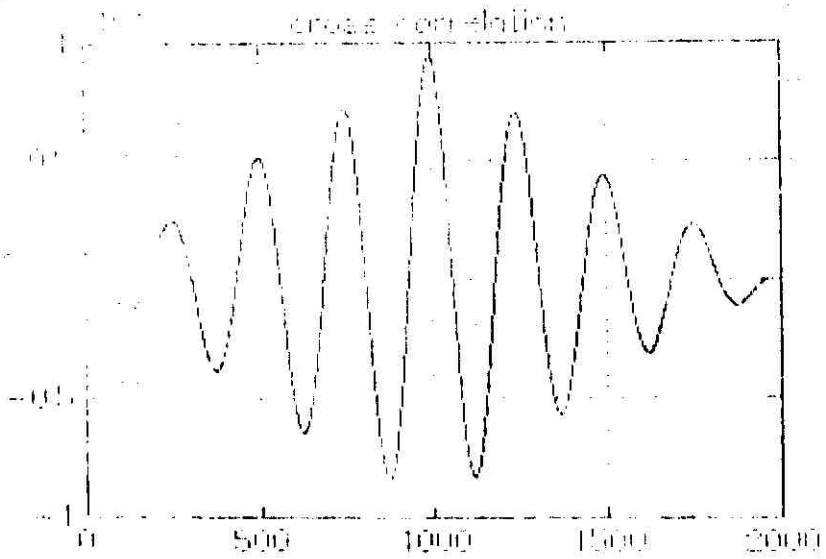
همچنین با نمایش ورودی، خروجی، خطای مطلق، منحنی تابع همبستگی، نمودار طیف توان خروجی و ورودی، پاسخ فرکانسی مدل ARMA، نمودار زمانی خروجی مدل، رسم صفر وقطبهای مدل درقالب دایره واحد برای افراد و الگوهای مختلف بایکدیگر مقایسه شده‌اند. شکل(۲۷) نمونه‌ای از نمودارهای بدست آمده را نشان می‌دهد.

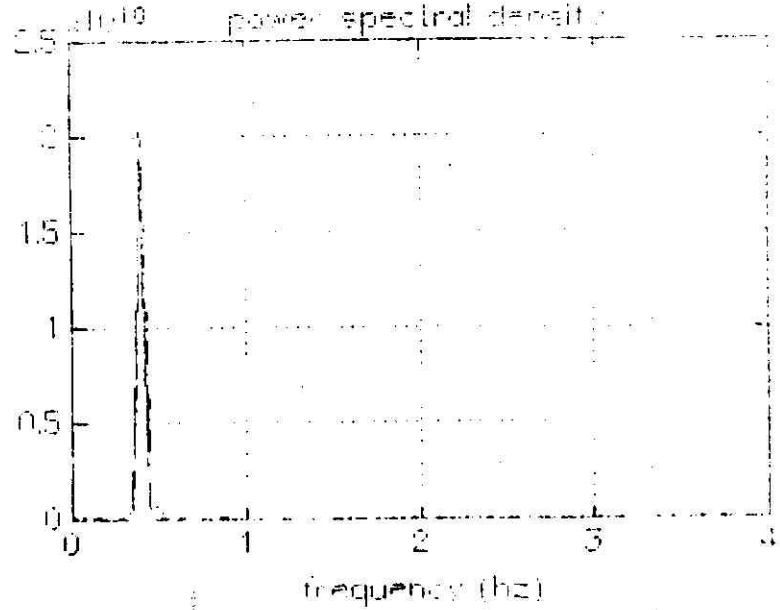
(تقراول)

شکل ۷– ۲۷ – الف ورودی سینوسی با فرکانس ۰/٤ هرتز و دامنه ۳۰ درجه



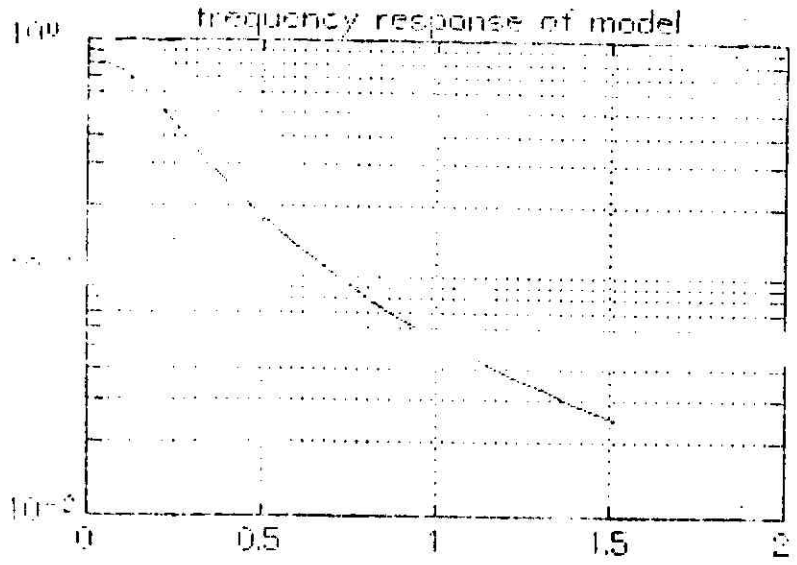


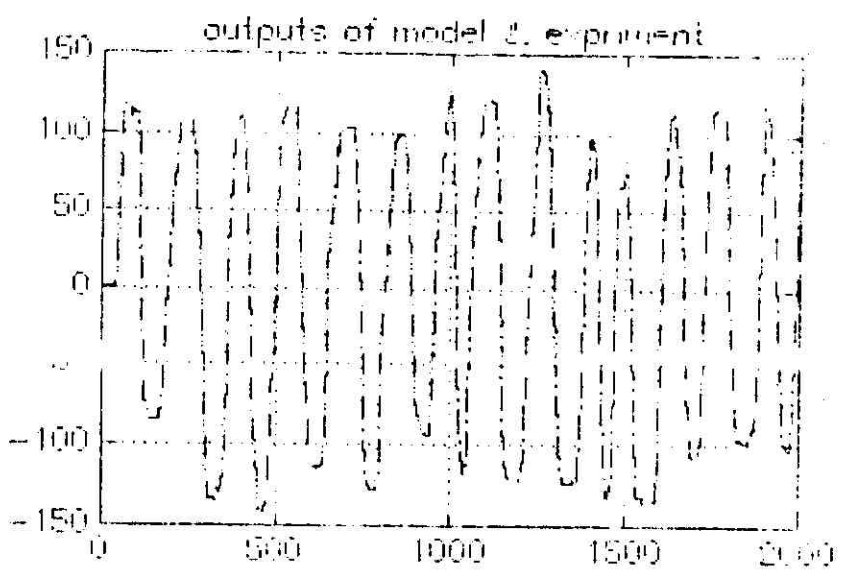


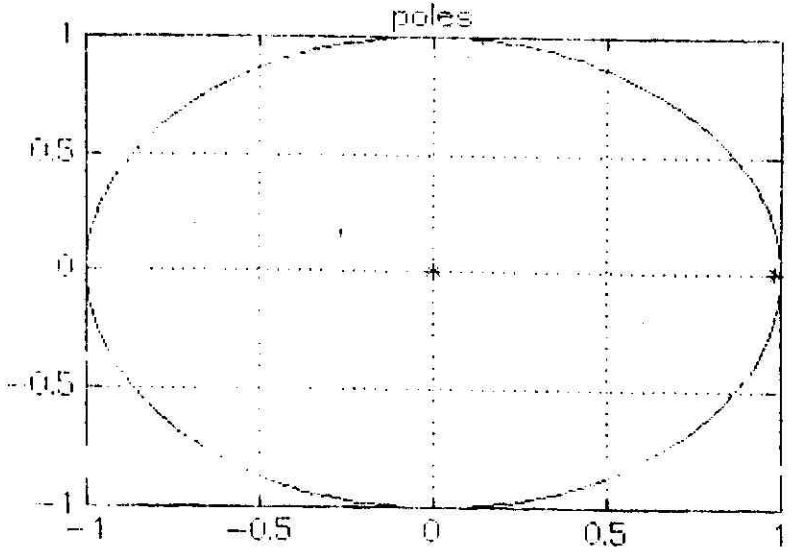


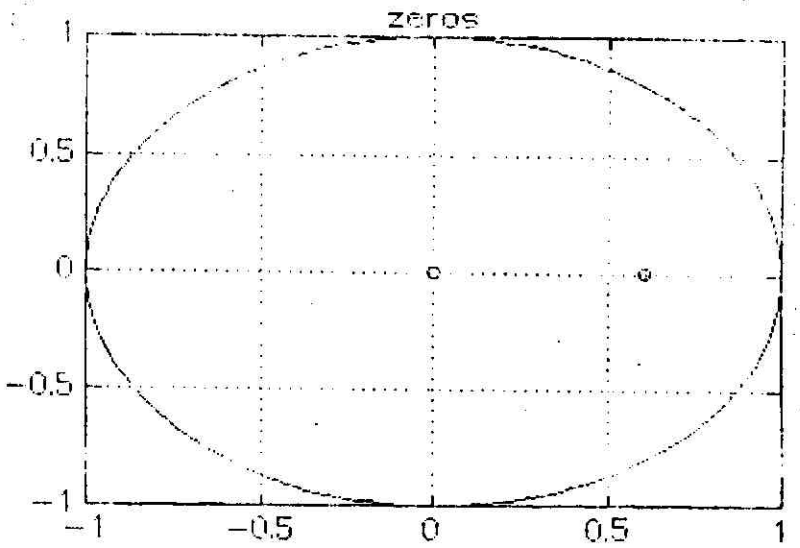
	100/04	100/05	101/04	101/05	102/04	102/05	103/04	103/05	10-/04	104/05	110/04	11-/05
latency	.79	.13	.68	.30	.40	.46	.29	.52	.35	.29	.46	.24
rms error	.759	.683	1.375	1.004	1.736	1.331	1.599	1.485	1.551	1.794	.351	.283
max velocity	8.667	10.667	10.4	6.4	5.37	6.625	6.182	5.454	3.846	6.077	8.0	8
gain	1.012	1.101	.737	.721	.862	.922	.978	1.404	1.227	1.562	.743	.570
corr. max	785.81	959.99	892.58	777.31	1066.1	893.49	407.41	622.83	547.87	423.69	944.39	939.62
corr. coef.	.683	.785	-0.012	.480	-.449	.102	-.090	.0053	-0.069	-.140	.957	.982
model rms err.	.108	.111	.138	.177	.173	.207	.173	.216	.189	.237	.042	.036
α_1	.920	.920	.857	.927	.924	.901	.975	.962	.966	.975	.955	.910
α_2	.055	.057	.100	.042	.056	.050	.009	.011	.015	-.003	.043	.054
β_0	.234	.590	-.729	.242	-.600	-.362	-.043	-.123	-.043	-.225	.408	.321
β_1	-.203	-.557	.772	-.196	.611	.423	.0162	.159	.008	.208	-.407	-.293
pole 1	.976	.978	.962	.970	.981	.953	.984	.973	.982	.971	.998	.966
pole 2	-.056	-.058	-.104	-.044	-.057	-.052	-.009	-.011	-.015	.003	-.043	-.056
zero 1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
zero 2	.870	.945	1.059	.810	1.017	1.168	.375	1.296	.197	.922	.999	.913

شکل ۷- ۲۷ - ج نتایج پاسخ فرکانسی مدل ، نمایش قطب و صفرها ، خروجی مدل ARMA و آزمایش



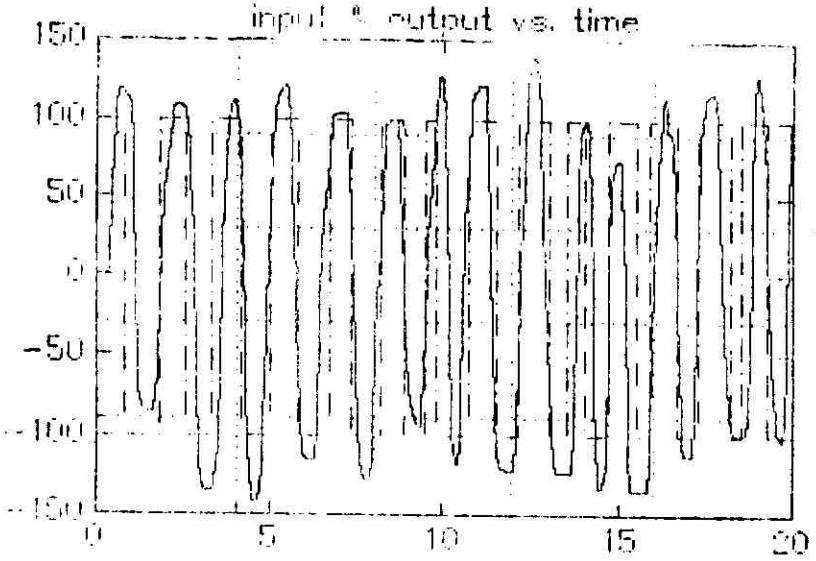


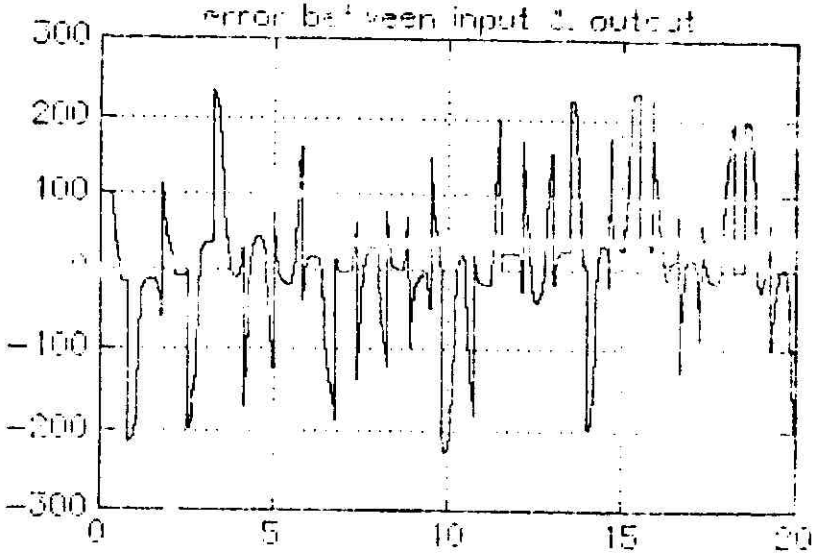


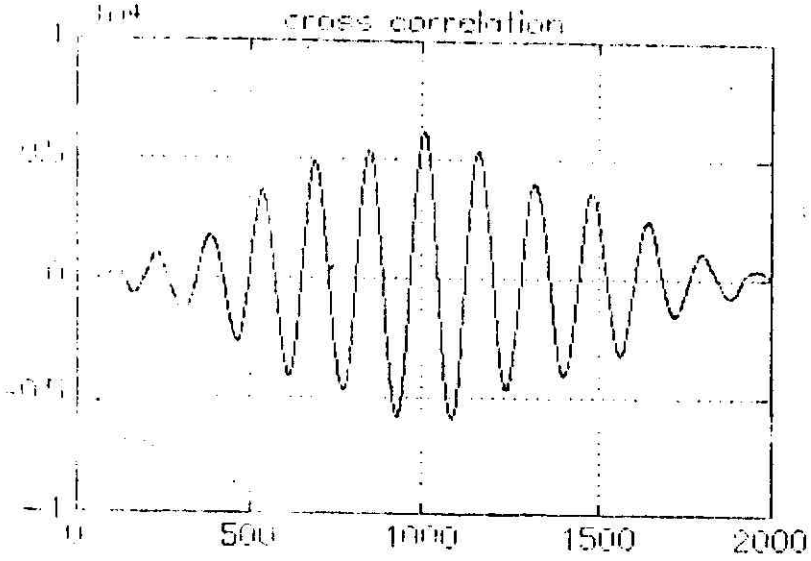


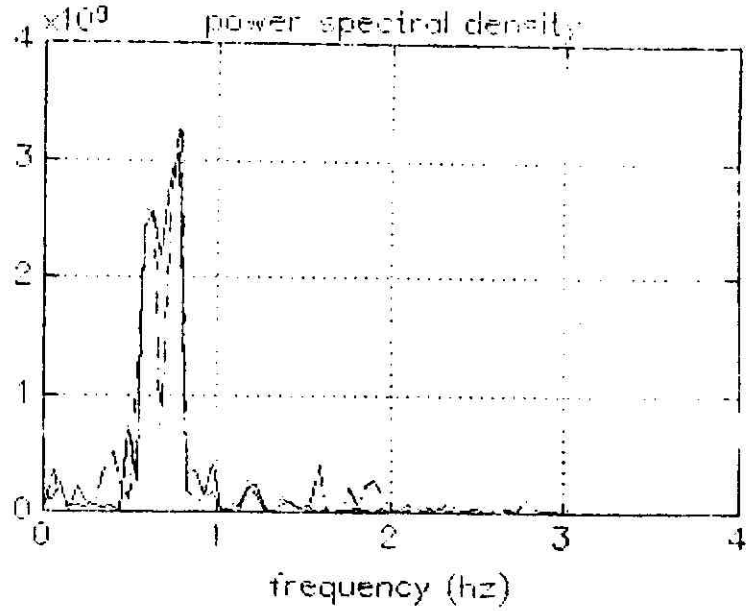
(نقراول)

شکل ۷-۳۷ - ب ورودی مرجعی با Duration تصادفی و دامنه ۳۰ درجه

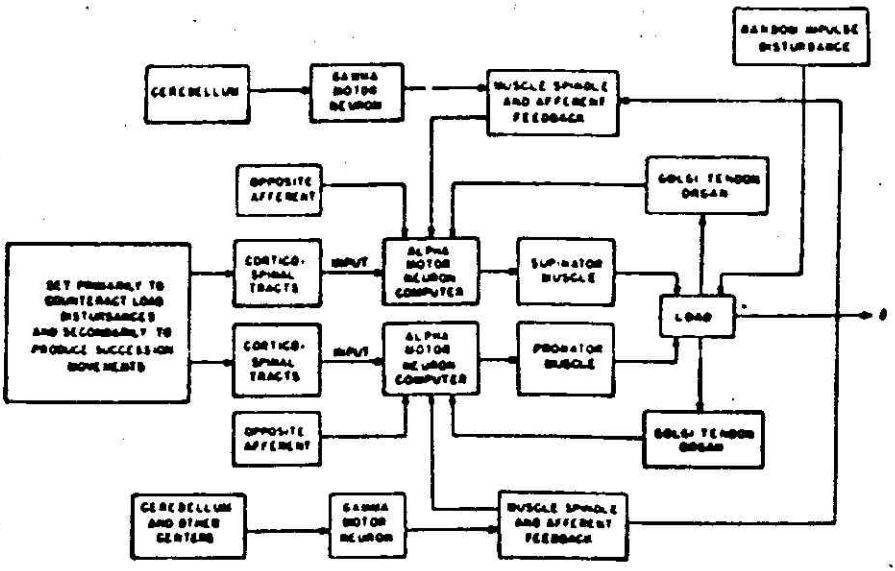








درشکل (۱۵) یک مدل برای حرکت مقید ارائه شده است که در آن موقعیت زاویه‌ای توسط فیدبکهای چشمی به مغز منتقل وفرمانهای مغز از طریق اعصاب به عضلات ارسال می‌گردند و درشکل (۱۶) مدلی برای حرکت متوالی با انتظار اغتشاش دیده می‌شود. دراینجا علاوه بر فیدبک دوک عضلانی، گلژی تاندون نیز جهت فیدبک حفاظتی برای جلوگیری از صدمه دیدن عضله درگیر می‌شود.



شکل ۷- ۱۴ مدل کیفی حرکت تعقیب کنایی با انتظار ورود اغتشاش

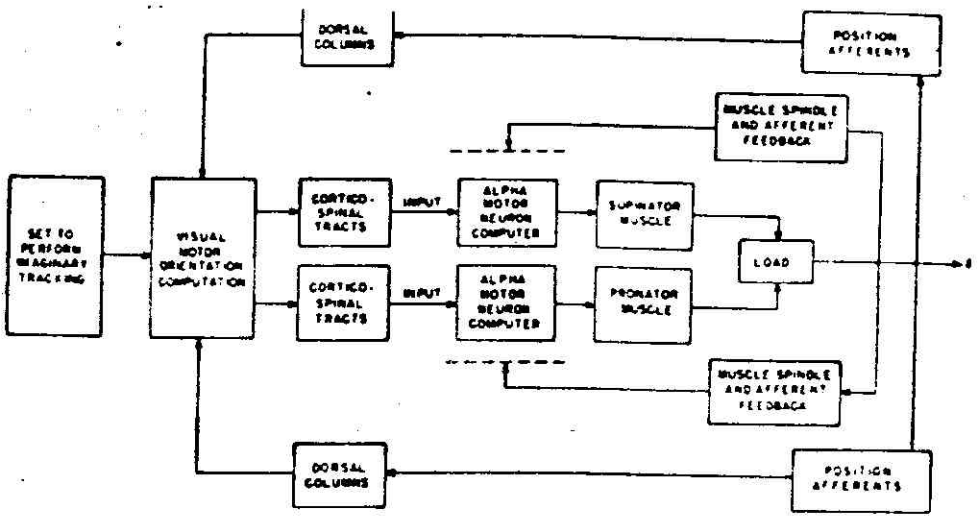
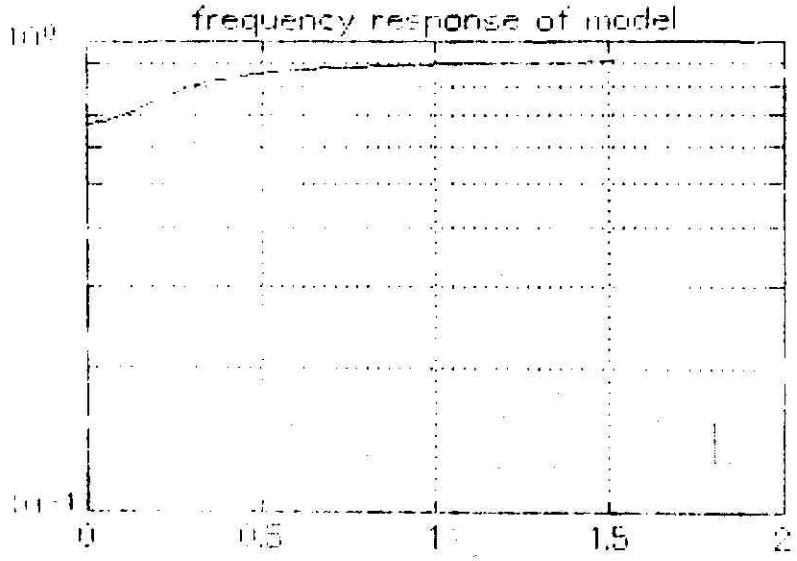
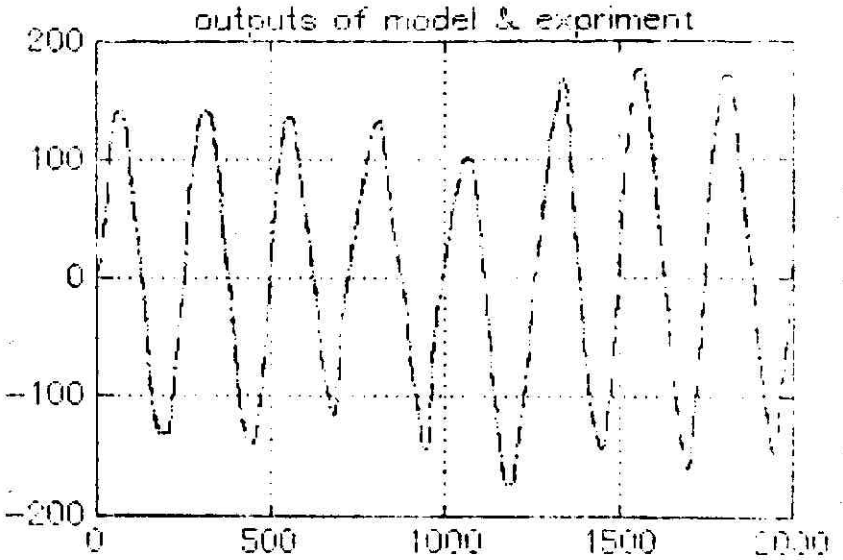


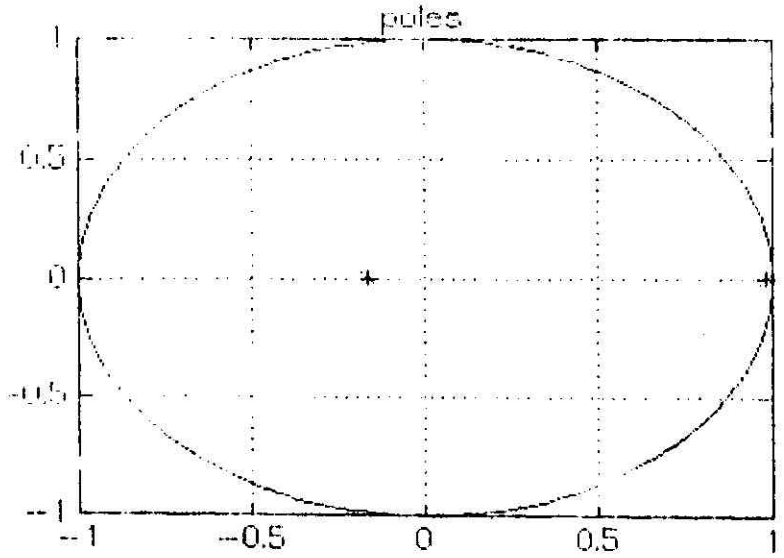
Fig. 5. Mental tracking mode configuration.

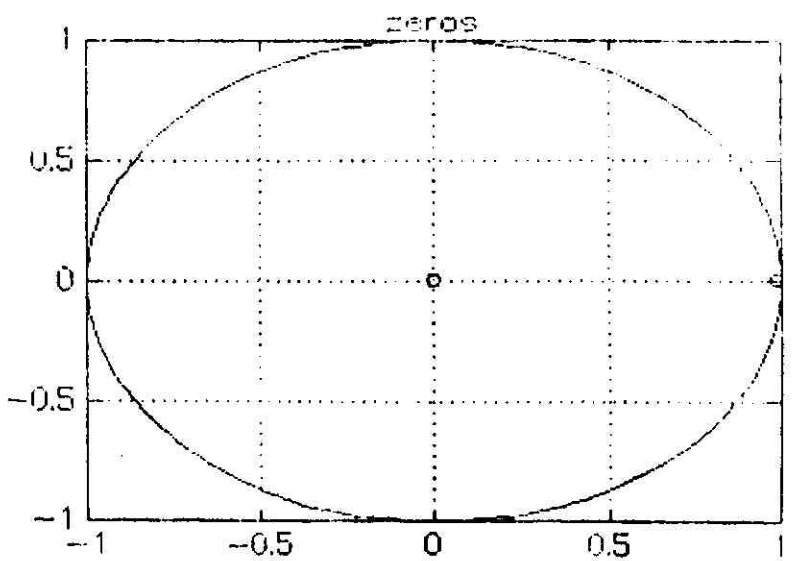
شکل ۷-۱۵ مدل کیفی حرکت تعقیب کنایی ذهنی

شکل ۷- ۲۷ - د نتایج پاسخ فرکانسی مدل ، نمایش قطب و صفرها ، خروجی مدل ARMA و آزمایش









این Setup علی رغم معایبی که دارد (ازجمله غیرخطی بودن درایو ماوس، انتقال غیرمستقیم حرکت به پتانسیومتر، گسسته بودن حرکت خطوط الگو و تعقیب در صفحه مانیتور و.....) درمجموع با توجه به مزایای ذکر شده، برای انجام آزمایشات تکمیلی بسیار مناسب به نظر می‌رسد.

درسال ۱۳۷۳ با استفاده از این Setup آزمایشات مشابهی برای حرکت آرنج توسط مندولکانی ونامی انجام گردید [ ] و نتایج آن با استفاده از معیارهای کمی مورد بررسی قرار گرفت و مدلسازی پارامتری، تعیین محل صفر و قطبها و مقایسه آنها درمورد الگوهای مختلف حرکتی برای افراد متفاوت انجام شد که نمونه‌ای از نتایج آن درشکل (۲۸) مشاهده می‌گردد.

فصل۸) ارائه یک مدل شبکه عصبی برای شبیه سازی وتفکیک رفتارهای مختلف درحرکت تعقیب کنائی

یک مرور کلی برمطالب مطرح شده در فصل هفتم نشان میدهد که برای بررسی سیستم هماهنگ حرکتی انسان، آزمایشات متنوعی بوسیله انواع Setup انجام شده ونتایج آن نیز با روشهای مختلف مورد تجزیه وتحلیل قرار گرفته است. از یک طرف منحنی‌های ورودی، خروجی و مشخصات آنها در حوزه زمان و فرکانس مشاهده و با یکدیگر مقایسه گردیده و از طرف دیگر برای الگوها و افراد مختلف با استخراج ویژگیها ومعیارهای کمی مناسب، نتایج آزمایشات مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است ولی بایستی توجه داشت که درتحلیل این معیارها همچنان از مقایسه کیفی و برداشتهای کلی استفاده شده و به تحلیل کمی جامع و قابل اتکا منجر نگردیده است.

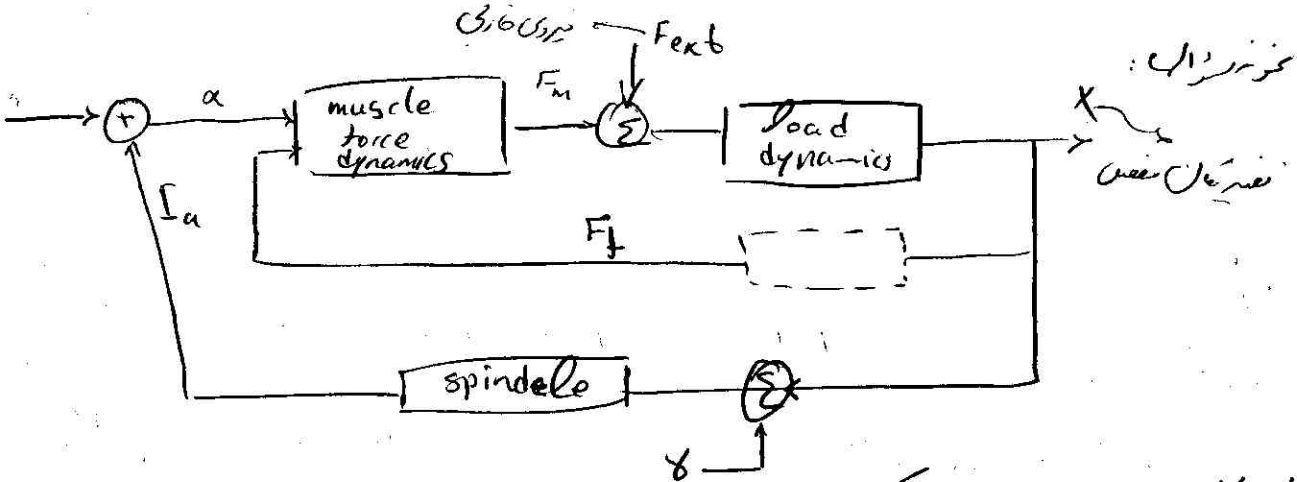
دراین بخش ضمن بررسی انواع آزمایشات انجام شده، Setup مورد استفاده، آماده سازی شرایط آزمایش و پردازش اطلاعات حاصل، به ارائه یک مدل شبکه عصبی خود سازمان برای مدلسازی (شبیه سازی) وتفکیک رفتارهای مختلف درحرکت تعقیب کنائی می‌پردازیم. برای انجام آزمایشات از Setup فراهانی و نفیسی استفاده شده و با انجام تغییراتی در نحوه نمایش وتغییرات محدودی درنحوه انتقال حرکت به پتانسیومتر شرایط مناسبی برای انجام آزمایشات جهت حصول اطمینان از تکرار پذیری آن مهیا گردید.

۱- پاسخ درایور ماوس درSetup اولیه وابسته به سرعت می‌باشد. یعنی نسبت جابجایی خط در نمایشگر نسبت به جابجایی ماوس ثابت نبوده و هرچه سرعت حرکت ماوس افزایش یابد این نسبت نیز زیاد می‌شود. این موضوع نتایج آزمایشات بخصوص در فرکانسهای بالا و یا الگوی مربعی که سرعت حرکت زیاد است را با خطای زیادی روبرو می‌کند. برای رفع این مشکل از درایور دیگری که دارای مود عملکرد خطی بود استفاده شد.

۲- نحوه نمایش و نسبت دوران بین نمایش خط و دوران ماوس بگونه‌ای بود که انطباق ذهنی لازم بین حرکت دست و نمایش آن وجود نداشت. بدین ترتیب بنظر می‌رسید که mapping بین حرکت واقعی و تصویر ذهنی آن نیز درلوپ کنترل واقع می‌گردد و مسلماً در پاسخ آن اثر می‌گذارد. با تنظیم مناسب و با استفاده از سعی و خطا، نحو نمایش و نسبت دوران بگونه‌ای انتخاب شد که بهترین پاسخ مورد نظر کسب گردد.

۳- در نحوه انتقال حرکت از دستگیره به پتانسیومتر اشکالاتی وجود داشت که با اصلاحات مختصری بهبود یافت.

۴- در آزمایشات قبلی همواره شخص سالم و درحالت نرمال مورد آزمایش قرار می‌گرفت. دراینجا آزمایشات متنوعی بخصوص در سطوح مختلف خستگی انجام گرفته است. برای رسیدن به این سطوح خستگی از چند پروتکل آزمایشی مشخص استفاده شده و نتایج حالت تعقیب کنائی با



α و γ ارسالی از مغز ؛ از رابطه $\alpha = \gamma + I_a$ قابل محاسبه است

1. مدل‌ها را به‌صورت ساده توصیف کنید و عناصر neurophisiologic را تشخیص دهید و با توجه به معادلات و مباحث الکتریکی یک اینسک بی‌دو حرکت‌ی پیشنهاد کنید.
2. ورودی‌ها را مشخص و مدل‌ها را رسم کنید.
3. مدل‌ها نقطه‌چین را با مدام بدید، نیروی خارجی عضله را مدل توصیف سرد و ریاضی‌ها ساده‌ترین مدل‌ها را برای این مشخص کنید.
4. مدل‌ها دیگر را هم سعی کنید را با اجزاء پیشنهادی و بدنه‌ی تحریک تکمیل و رسم و با ورودی γ را توصیف کنید.

- برای شبیه‌سازی حرکتی سازه‌ی عضلانی دست (شکل ۷-۱) از کوتاه شدن عضله بازو (biceps) یا بازوی انسان استفاده از عضله جلویی و استفاده از روش ... (ناخوانا) یا بازوی انسان استفاده می‌کنیم بخواهیم با نگاه به مدل ما بیچه انسان و تعداد خیلی از عضلات غیر اصلی و توجه جدی به سرانگشت محل اصلی بازوی ما که انسان را می‌چرخاند، چه خواهد بود؛

با توجه به شکل حرکت بازو ساعد را ارتباط با سیستم ارزیابی از چه عضلاتی و شرایط اندازه‌گیری و مشخصات برخورداری باشد. ارزیابی را با توجه به مدل‌های انجام‌گیری انجام و از اثر مدل‌های غیر اصلی و غیر ضروری صرف‌نظر از ارزیابی را انجام می‌دهیم. با چنین نتیجه‌ای را با حذف برخی از عضلات غیر اصلی به روش شبیه‌سازی و دینامیکی بدست آورده‌ایم.

۲. حتی اگر از مدل فنی استفاده (۶-۶) بخواهیم جهت ارائه مدل ماشینی برای آزمایش به روش عوق الذکر نیز در این صورت مدل فنی پیشنهادی برای بیشتر خروجی ماشینی برای ورودی های مورد نظر در این مقاله از نظر یک مهندس خواسته مدل را توصیف نماید.

۳- اساسا تقسیم بندی از مهمترین مراحل مدل سازی است تا بتوان سازه یا سیستم مورد نظر را که مقدار زیادی پارامتر معرفی شده اند ولی تعیین همه پارامترها مستلزم طراحی و کنترل دقیق آزمایش است و مخصوصا برای مدل سازی اسپاستیسیتی چند روش در ورودی بیومکانیکی توصیف شده در این راه مدل سازی فیزیکی تولید نشان میدهی را ایجاد کنند تا توجه به مقاله بیشتر به عهده ایشان واگذار شود.

۱- تا توجه شکل پیچیده مقاله ابزار و چگونگی رفتار مدل ارائه شده به صورت بلوک دیاگرام همچنین بلوک مقاله را بصورت مختصر توضیح دهید.

۲- در متن t_m - T_e مدل سازی را تعریف کرده و نقش مدل را در مقاله توضیح دهید و رابطه بین بلوک های مورد نظر چگونه است توضیح دهید.

۳- در شکل مقاله ۶ در مورد اسپاستیسیتی اندامی سوء رفتار روباتیک تریسپس را توجه به صورت مقاله توضیح دهید.

۴- با توجه به نتایج این مقاله کدام قسمتهای سیستم عصبی حسی را به صورت خلاصه و کدام یک از خروجی موتور توجه بیشتری قرار گرفته اند.

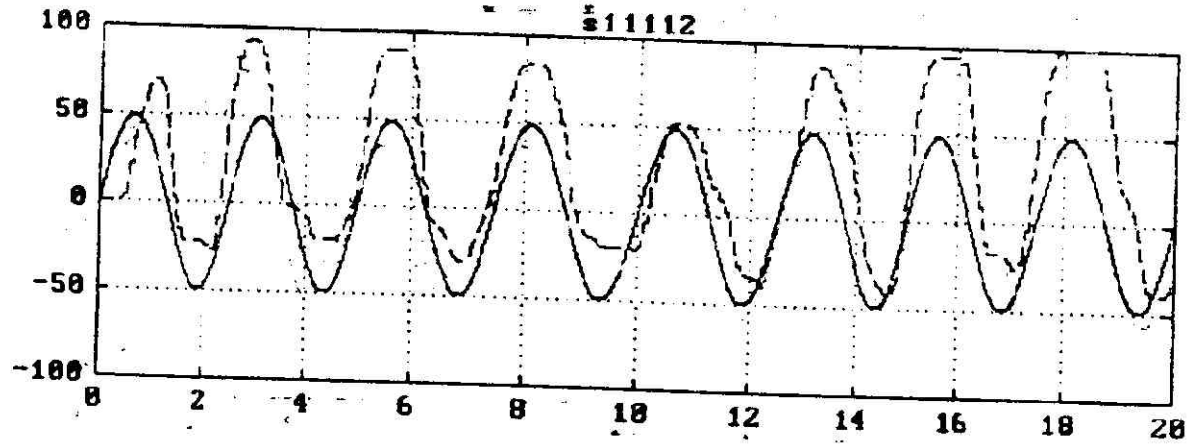
A Dynamic neuromuscular model for Describing the pendulum Test of spasticity IEEE.

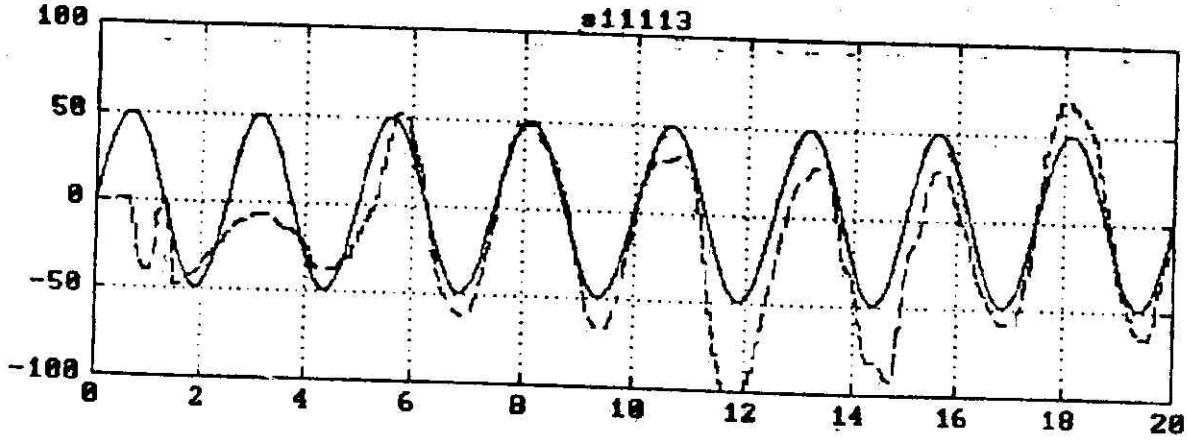
حالت نرمال مقایسه شده است. این موضوع بخصوص درمورد تعیین و بررسی میزان خستگی اپراتور انسانی که نقش مهمی در کیفیت عملکرد وی دارد، می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. البته این آزمایشات برای بررسی بیماریهای مختلف عصبی-عضلانی نیز قابل استفاده است.

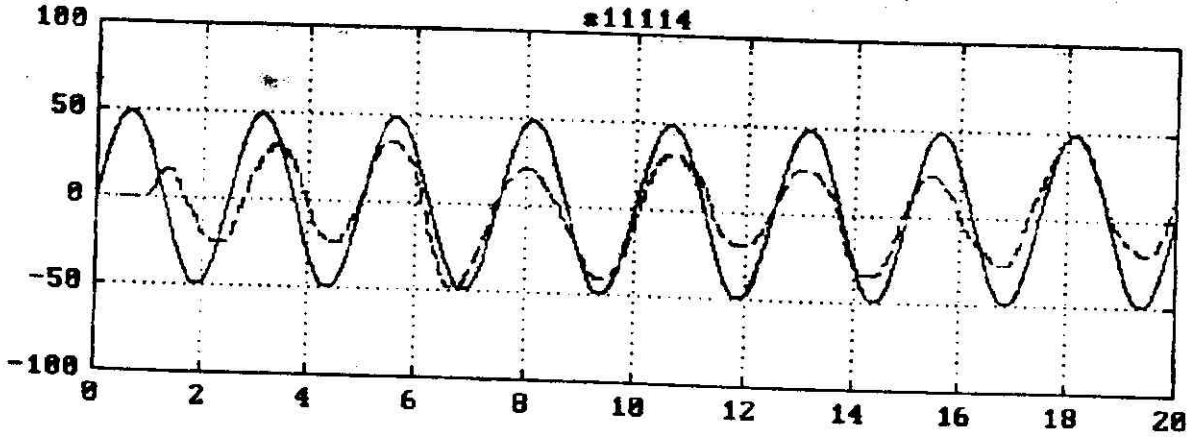
مطابق معمول آزمایشات در سه دسته قابل پیش‌بینی، غیرقابل پیش‌بینی و Freewheeling انجام شد که برای ایجاد الگوی زمانی دو دسته اول از یک یا چند موج سینوسی، مربعی و یا مثلثی بصورت معین و یا تصادفی استفاده گردید.

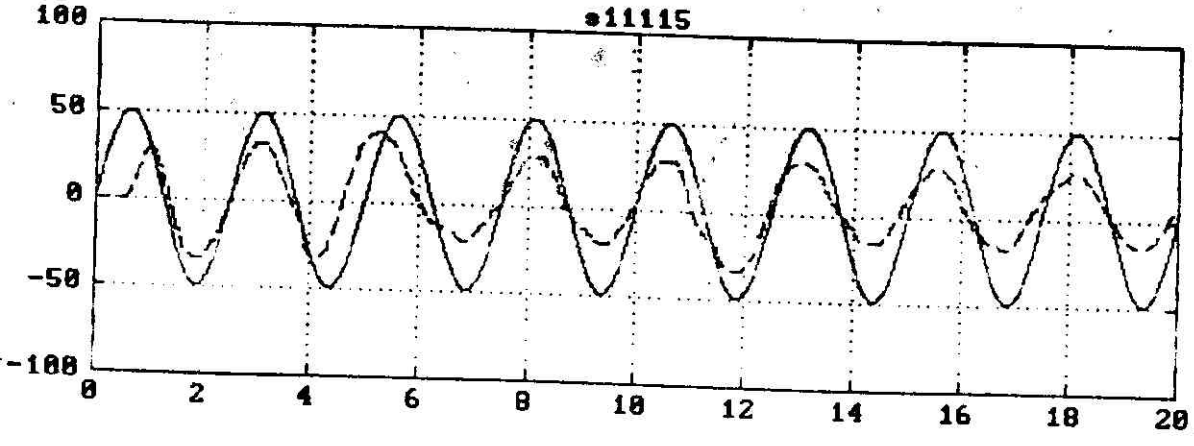
بدین ترتیب بیش از ۲۰ نوع الگوی حرکتی متفاوت انتخاب و در دفعات و روزهای متوالی برای افراد مختلف (۳ نفر) مورد آزمایش قرار گرفت. بطوریکه تعداد کل آزمایشات از ۹۰۰ مورد نیز تجاوز نمود.

درشکل (۱) نمونه‌ای ازنتایج تعقیب کنائی که درآن از موج سینوسی ساده با فرکانس ۰/۲ ، ۰/۴ ، ۰/۶ ، ۰/۸ ، ۱ ، ۱/۵ ، ۲ ، ۲/۵ و۳ هرتز بعنوان الگوی ورودی انتخاب شده است مشاهده می‌گردد. همانگونه که در آزمایشات گذشته مشاهده گردید، برای الگوی قابل پیش‌بینی معمولا" سه فاز (فاز تاخیراولیه، فاز تعقیب و فاز یادگیری و پیش‌بینی) به خوبی قابل تفکیک می‌باشد.

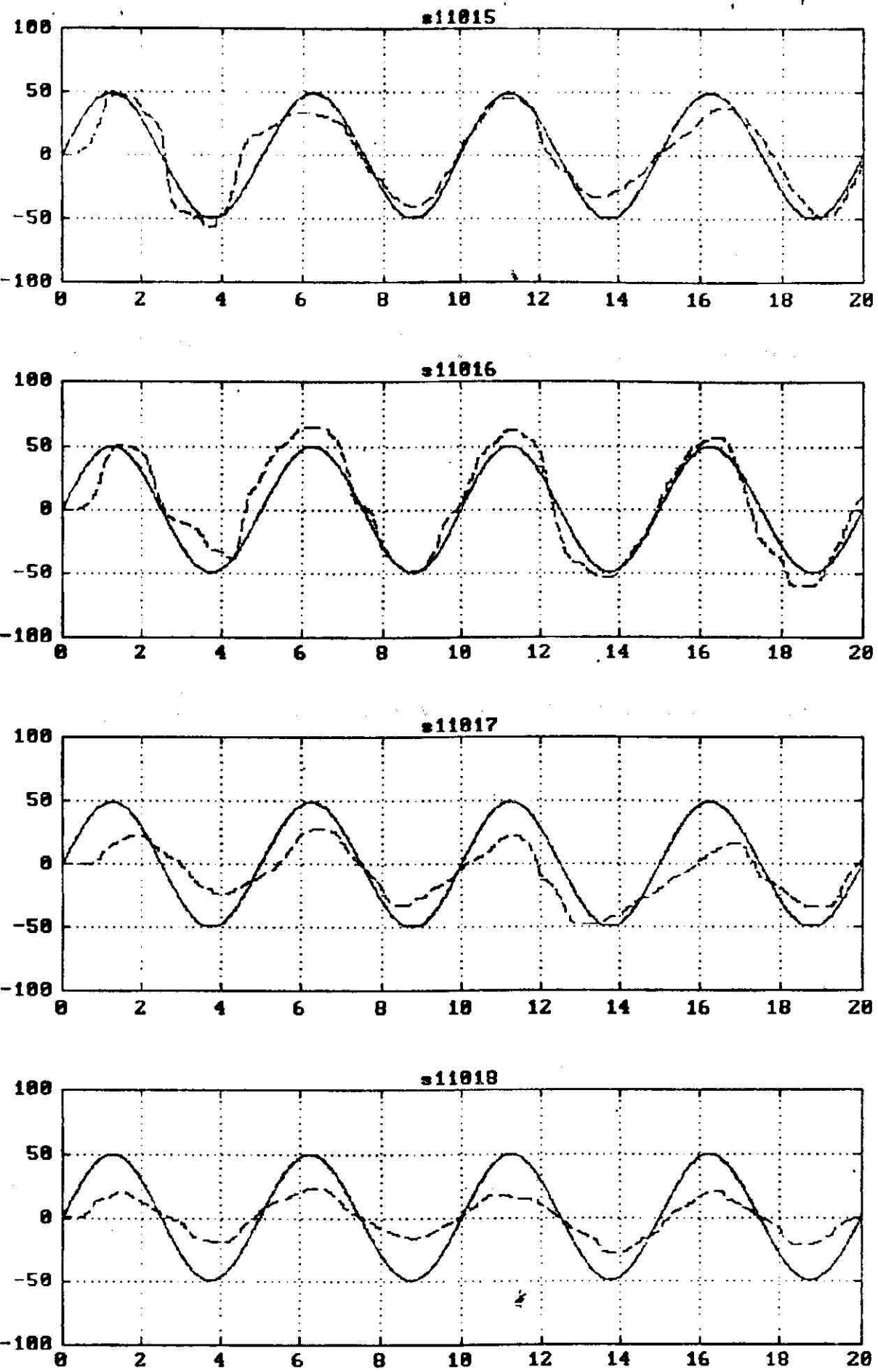








شکل ۸-۱-الف - نتایج آزمایشی تعقیب کنایی تک سینوسی در حالت خز خسته



شکل ۸-۱- ب - نتایج آزمایشی تعقیب کنایی تک سینوسی در حالت غیر خسته

این آزمایشات برای هر نفر پانزده بار تکرار گردید و برای هر شخص، گین و تأخیر فاز نتایج آن در فرکانسهای مختلف بدست آمده است و بدلیل واریانس زایدی که نتایج آزمایشات متوالی داشته‌اند، بین این نتایج میانگین‌گیری شده است، شکل (۲) پاسخ فرکانسی بدست آمده برای یک فرد خاص را نشان می‌دهد. همانگونه که انتظار می‌رود، وقتی فرکانس از حد۲ هرتز می‌گذرد گین حاصل کاهش یافته و تأخیر فاز بتدریج افزایش می‌یابد.

برای الگوی غیرقابل پیش‌بینی از مجموع سه موج سینوسی با فرکانس ودامنه‌های مختلف استفاده گردید. شکل (۳) نمونه‌ای از نتایج تعقیب کنائی الگوی ورودی غیرقابل پیش‌بینی که از مجموع سه موج سینوسی بالا ۱۷، ۰/۵، ۰/۲۵ و با فرکانس ۰/۲ ، ۰/۹ و ۱/۷ هرتز را نشان می‌دهد. که درآن دو فاز (فاز تأخیراولیه و فاز تعقیب) قابل تشخیص می‌باشد. با اعمال یک فیلتر میان گذر برالگوی ورودی و نتایج تعقیب در آزمایشات مختلف می‌توان میزان گین و تأخیر فاز را برای آنها بدست آورد. شکل (۴) نمونه‌ای از پاسخ فرکانسی حاصل که از میانگین گیری نتایج ده بار آزمایش برای یک شخص بدست آمده است را نشان میدهد. دراین مورد نیز دیده می‌شود که اگر فرکانس یا نرخ تغییرات الگوی ورودی زیاد باشد. سیستم کنترل حرکت از تعقیب آن باز می‌ماند.

شکل ۸-۲ پاسخ فرکانسی و تاخیر فاز، برای حرکات تعقیب کنایی یک فرد خاص

شکل ۸-۳ نمونه هایی از نتایج تعقیب کنایی الگوی ورودی غیر قابل پیش بینی در حالت غیر خسته
بالا) مجموع سه سینوس ۱، ۰/۵ و ۰/۲۵ پایین) مجموع سه سینوس ۰/۲، ۰/۹ و ۱/۷

شکل ۸-٤ میانگین پاسخ فرکانسی ده بار آزمایش تعقیب کنایی غیر قابل پیش بینی برای یک شخص

اما درهمین جا بایستی گفت درحالی که حجم آزمایشات انجام شده برای ورودی سینوسی، نیمه تصادفی، مربعی و مثلثی بسیار زیاد ومتنوع بوده و برای هرشخص بارها تکرار شده است. روش فوق برای مشاهده نتایج و تحلیل آن بسیار ناقص وکم ارزش می‌باشد. بایستی شیوه مناسبی برای تجزیه وتحلیل این اطلاعات انتخاب گردد.

درصورتی که چنین شیوه‌ای بطور مناسب پیاده گردد، می‌توان از نتایج آزمایشات برای تفکیک و تشخیص انواع حرکت، بررسی روند تغییرات یک نوع حرکت، مدلسازی حرکت، بررسی روند بهبود و اثر بخشی درمان در بیماریهای عصبی-عضلانی استفاده نمود.

درادامه بحث به تدریج برخی از این اهداف را پیگیری می‌نماییم. یک نگرش کلی صورت مسأله نشان می‌دهد که با داشتن تعداد زیادی نتایج متغیر وکیفی آزمایشات می‌خواهیم به یک نتیجه کمی درمقایسه نتایج،دست یابیم.

یک روش که قبلا" نیز استفاده گردیده است. انتخاب چند ویژگی مشخص واستخراج این ویژگیها بعنوان معیارهای کمی بوده است. زمان تاخیر اولیه، میانگین مربعات خطا، ضرایب همبستگی و.....نمونه‌ای از این ویژگیها می‌باشد.

اما بدلیل تغییرات شرایط ونتایج آزمایشات، این معیارهای کمی حتی درمورد الگوی حرکتی مشابه و برای یک فرد خاص دارای واریانس زیادی بوده و در بحث طبقه‌بندی نیز بدلیل پراکندگی یا تداخل خوشه‌ها با نتایج مطمئنی همراه نبوده است. بطوریکه دربرخی موارد تغییرات و پراکندگی این رفتارها بگونه‌ای بوده است که ما را وادار به توجیه کیفی برای این رفتارها می‌نماید.

دراین بخش بدون آنکه معیارهای مورد نظر مستقیماً از نتایج آزمایشات استخراج گردد، از یک واسطه مناسب یعنی شبکه عصبی استفاده می‌شود.

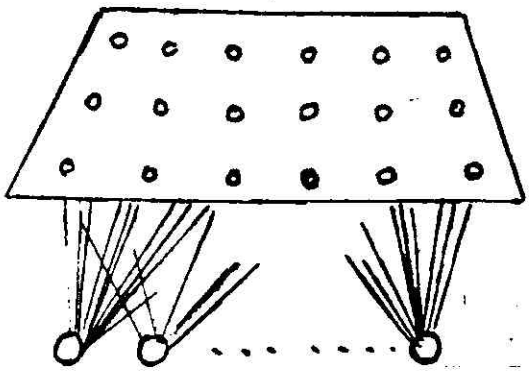
یک شبکه عصبی مناسب بدلیل ساختار پیچیده خود قادر است معیارهای کیفی و کمی پیچیده را به یکدیگر تبدیل و یا استخراج نماید. همچنین تعدد بردارهای ورودی درمرحله آموزش شبکه عصبی می‌تواند باعث کاهش واریانس در نتایج شود.

شبکه مورد استفاده برای این منظور یک شبکه خود سازمان ده Kohonen است که درمقالات و منابع به آن تحت عنوان «شبکه نگارنده ویژگی خود سازمانده» (Self organizing feature Map) اشاره می‌شود.

بلوک دیاگرام ساختاری این شبکه درشکل (۵) دیده می‌شود. چنانچه ملاحظه می‌شود ورودی این شبکه یک بردار n بعدی است که شبکه پس از پردازش لازم این بردار را به یک نقطه درفضای دو بعدی خروجی می‌نگارد. شبکه به گونه‌ای آموزش می‌بیند که نقاط نزدیک درفضای ورودی در

فضای خروجی نیز دریک نقطه و یا در نقاط بسیار نزدیک بهم نگاشته شوند. Kohonen ایده اصلی این شبکه را با الهام از دسته‌بندی فضائی قشر مغز به نواحی اختصاص یافته گرفته است. بدین معنی که هرناحیه از قشر مغز به عمل مشخص و ناحیه مشخصی از بدن جاندار اختصاص دارد. بدین ترتیب در شبکه Kohonen فضای دو بعدی خروجی می‌تواند آینه تمام نمای فضای n بعدی ورودی باشد بطوری که با نگاشت مناسبی بتواند تمام خصوصیات مکانی فضای ورودی راحتی بهتر از آن مشخص نماید. الگوریتم یادگیری این شبکه بدون معلم بوده و لذا نیازی به دادن نمونه‌های از پیش تعیین شده جهت آموزش آن نمی‌باشد. توضیح کامل الگوریتم یادگیری این شبکه در پیوست ۱ آمده است. دراینجا تنها به توضیح اجمالی ساختار آن می‌پردازیم.

چنانچه گفتیم شبکه Kohonen دارای n ورودی است که هریک از این ورودیها به هرکدام از نرونهای خروجی که دریک آرایه دوبعدی MxM ترتیب داده شده‌اند با وزن خاصی وصل می‌شود و لذا هریک از نرونهای خروجی به n لینک متصلند که وزنهای این لینکها بعنوان مشخصه آن نرون خروجی در نظر



شکل ۸-۵ ساختار شبکه عصبی Kohonen یا شبکه تکارنده ویژگی خود سازمانده

گرفته می‌شود. در واقع می‌توان وزنهای متصل به هر نرون خروجی را بعنوان یک نقطه درفضای ورودی درنظر گرفت. هنگامی که یک ورودی به شبکه اعمال می‌شود، فاصله اقلیدسی بردار تشکیل شده ازاین ورودیها در فضای ورودی تا هریک از نقاط مربوط به نرونهای خروجی سنجیده می‌شود و نهایتاً نرونی که حداقل فاصله را تا بردار ورودی داشته باشد برنده می‌شود. یادگیری شبکه نیز (رجوع به پیوست۱) بگونه‌ای است که اگر بردار ورودی دیگری نزدیک به بردار قبلی به شبکه داده شود باز هم همان نقاط یا یکی از نقاط مجاور آن را برنده می‌نماید.

با توجه به نکات فوق بطور خلاصه می‌توان ویژگیهای عمده زیر را برای شبکه Ko honen بیان نمود:

a) این شبکه نگاشتی از فضای n بعدی ورودی به فضای دوبعدی خروجی است.

b) فضای پیوسته ورودی را درفضای گسسته خروجی کوانتیزه می‌کند. که ازاین جهت می‌توان آن را یک vector quantizer دانست.

c) فضای ورودی وخروجی تنظار اقلیدسی دارند. یعنی خوشه‌های مجزا درفضای ورودی، درفضای خروجی نیز به خوشه‌های مجزا تصویر می‌شوند.

d) شبکه خودسازمان ده بوده و یادگیری آن بدون معلم است و لذا لزومی ندارد که اطلاعات از پیش تعیین شده‌ای درمورد فضای ورودی داشته باشیم. چنانچه ملاحظه می‌شود، این ویژگیها شبکه Kohonen را از سایر الگوریتمهای موجود برای شبکه عصبی کاملا" متمایز می‌سازد.

مسائل مطرح در طراحی شبکه:

بدیهی است که با تمام خواص و ویژگیهای ایده‌آلی که برای شبکه Kohonen برشمردیم، درهنگام طراحی آن مانند هرسیستم مصنوعی دیگر ناچار[6] باید نکاتی را رعایت نمود. این نکات از یکسو ناشی از محدودیتهای محاسباتی وحجم اطلاعات بوده و از سوی دیگر طراحی باید با نوع فضای ورودی نیز سازگاری کافی داشته باشد تا بتواند درآن فضا بطور مطلوبی عمل نماید. بدین ترتیب می‌توان چه از لحاظ حجم محاسبات و سرعت و چه از لحاظ کیفیت عملکرد سیستم به حالت بهینه نزدیک شده و از Redundancy زیاد اجتناب نمود.

باتوجه به این نکات درطراحی شبکه ملاحظات زیر بعمل آمد:

۱- انتخاب ابعاد فضای دو بعدی خروجی: ابعاد خروجی بایستی از یکسو با ابعاد فضای ورودی و از سوی دیگر با تعداد داده‌های آموزشی متناسب باشد. بدین معنی که هرچه ابعاد فضای ورودی (تعداد داده‌های ورودی) بیشتر باشد لازم است که ابعاد فضای خروجی نیز افزایش یابد تا بتواند بین خوشه‌های مختلف داده‌های ورودی درفضای ورودی تفکیک کافی ایجاد نماید. از سوی دیگر نمونه‌های لازم برای آموزش کافی شبکه با افزایش طول و عرض آرایه خروجی بطور نمائی افزایش می‌یابد. درعین حال حافظه لازم برای شبیه سازی شبکه درکامپیوتر و سرعت یادگیری و اجرای شبکه نیز با افزایش بیش از حد ابعاد آرایه خروجی افزایش می‌یابد. لذا مورد اول (ابعاد فضای ورودی) افزایش ابعاد آرایه خروجی و موارد دوم و سوم (تعداد داده‌های لازم جهت آموزش و محدودیتهای کامپیوتر) کاهش آن را تحمیل می‌کنند. که باید با مصالحه بین آنها بهترین حالت را انتخاب کرد. که در آزمایشات انجام شده دراینجا با بررسی ابعاد مختلف، نهایتا" آرایه خروجی ۳۰×۳۰ انتخاب شد.

۲- انتخاب سرعت یادگیری وشکل همسایگی‌ها: باتوجه به روش یادگیری شبکه Kohonen (پیوست۱) سرعت یادگیری شبکه و شکل همسایگی‌ها را بایستی از پیش تعیین نمود. این انتخاب نیز باید براساس میزان پراکندگی داده‌های آموزشی، تعداد آنها و میزان تفکیک پذیری آنها

انتخاب گردد. البته با توجه به اینکه معمولا" این اطلاعات ازقبل موجود نیست، باید مقادیر مختلف سرعت و شکلهای متنوع همسایگی‌ها را امتحان نمود تا بهترین حالت ممکن بدست آید. دراینجا سرعت یادگیری برای شرایط مختلف بین ۰/۰۵ تا ۰/۱ انتخاب شد. بعلاوه بررسی اشکال مختلف همسایگی نشان داد که همسایگی مستطیلی شکل علاوه بر سهولت محاسباتی دارای نتایج قابل قبولی می‌باشد.

۳- انتخاب ورودیها: بدیهی است که درهر سیستم شناخت الگو انتخاب ورودیها نقش اساسی دارند. انتخاب ورودیها بطوریکه بین رفتارهای مختلف فرآیند تحت بررسی، با حداقل تعداد ورودی حداکثر تفکیک را بوجود آورد. نه یک علم بلکه یک هنر است. دراینجا انتخاب ورودیها باید بگونه‌ای انجام شود که بین گروههای مختلف حرکت مچ دست چه ازلحاظ نوع مسیر مورد تعقیب و چه از لحاظ وضعیت حرکت (نرمال، بیمار، خسته و.....) حداکثر تفکیک را بوجود آورد، بدیهی است که در وهله اول موارد زیر بعنوان ورودی به ذهن خطور می‌کنند:

الف) قطعاتی از سیگنال (زاویه)تعقیب

ب) خطای تعقیب (e)

ج) مشتق خطای تعقیب ($\dot{e}$)

د) بردار حالت پروسه دینامیکی حرکت (state)

هـ) ویژگیهای مختلف که از سیگنال استخراج می‌شود، که این ویژگیها می‌توانند کاملا" متنوع باشند ولی باتوجه به کارهای مختلفی که درزمینه شناخت الگو انجام شده است، بعضی از ویژگیهای شناخته شده ازقبیل پارامترهای AR، تعداد عبور ازصفر، پیک طیف فرکانسی و...) فورا به ذهن می‌رسند.

و) ترکیبی از موارد فوق

لازم به ذکر است که تلاش ما باید براین باشد که با حداقل تعداد ورودی بهترین پاسخ را بدست آوردیم. لذا دراینجا درچند مرحله انتخابهایی به شرح زیر صورت پذیرفته و مورد بررسی قرار گرفت.

انتخاب اول: سیگنال خطا (e): تفاوت سیگنال تعقیب والگوی ورودی بعنوان سیگنال خطا محاسبه شده با اعمال یک پنجره لغزان M نقطه‌ای با پرشهای k نقطه، به ازای هرمحل پنجره m نقطه از سیگنال e بدست می‌آید که آن را بعنوان بردار ورودی به شبکه اعمال می‌کنیم. بدین ترتیب به ازای هرمحل پنجره یک نقطه از آرایه خروجی (Kohonen Map) برنده یا آتش (fire) می‌شود و لذا با لغزاندن پنجره تعداد نقاط روی آرایه خروجی بدست می‌آیند.

انتخاب دوم: تخمین حالت با استفاده از قضیه takens با نمونه‌برداری از سیگنال خطا Takens نشان داده است که در مواردی که به حالتهای سیستمی دسترسی نداریم،می‌توانیم تخمینی ازآن رابا نمونه‌برداری

از یکی از خروجیهای سیستم با درنظر گرفتن شرایطی بدست آوریم. برای بدست آوردن نرخ نمونه‌برداری، او پیشنهاد می‌کند که تابع AcF (تابع همبستگی) سیگنال موجود محاسبه شده، زمان وقوع اولین صفر این تابع فواصل نمونه‌برداری را مشخص نماید. لذا دراینجا پس از نمونه‌برداری سیگنال با این نرخ با استفاده از یک پنجره لغزان n نقطه‌ای مشابه انتخاب اول n نقطه از سیگنال نمونه‌برداری شده بعنوان ورودی به شبکه اعمال می‌شود. بدین ترتیب ضمن حفظ ارزش اطلاعاتی سیگنال حجم آن را کم می‌کنیم.

انتخاب سوم: سیگنال خطا و مشتق آن (e,ė): سیگنال خطا مطابق روش انتخاب اول محاسبه شده و مشتق آن بدست می‌آید و با استفاده از دو پنجره لغزان M نقطه‌ای روی e و ė از هریک n نقطه استخراج شده و با پشت سر هم گذاشتن این نقاط یک بردار 2n نقطه‌ای بعنوان ورودی بدست می‌آید، که با اعمال آن به شبکه یک نقطه خروجی آن فعال می‌گردد و با لغزاندن همزمان دو پنجره به ازای هرمحل پنجره‌ها یک نقطه درفضای خروجی بدست می‌آید. لازم به تذکر است که دراین انتخاب بدلیل حساسیت فراوان مشتق به نویز، جوابها نیز بسیار حساس می‌باشند.

انتخاب چهارم: نمونه‌برداری ازخطا و مشتق خطا. دراین انتخاب علاوه بر e , ė نیز نمونه‌برداری شده و بازهم با استفاده از دو پنجره لغزان روی هریک از دوسیگنال نمونه‌برداری شده فوق n نقطه استخراج می‌شود. که پس از پشت سرهم گذاشتن آنها یک ورودی 2n نقطه‌ای را تشکیل می‌دهند.

انتخاب پنجم: استفاده از یک فیلتر MA قبل از نمونه‌گیری. با استفاده از یک فیلتر Moving Arerage و گذراندن e , ė از آن و سپس نمونه‌گیری از خروجی فیلتر می‌توان حساسیت نتایج و ورودیها را به نویز بسیار کاهش داد و این مسأله بخصوص برای e صادق است.

انتخاب ششم: اضافه کردن ضرایب مدل AR. دراین انتخاب ۵ ضریب اول مدل AR سیگنال خطا به ورودی‌های انتخاب پنجم اضافه شد. درجه مدل با سعی و خطا در بهترین حالت ۸ بدست آمد و انتخاب تعداد ۵ ضریب نیز با توجه به قدرت تفکیک پذیری بهتر این ۵ ضریب می‌باشد. درحالی که ضریب بعدی مدل تقریباً برای بیشتر حالات تعقیب یکسان بوده و قدرت تفکیک خوبی ندارند. نتایج بدست آمده از این انتخاب تفکیک پذیری خوبی را بین حالات و شرایط مختلف تعقیب نشان داد.

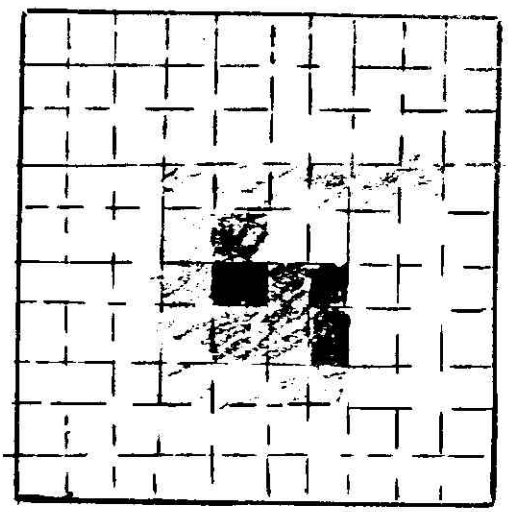
۴- نحوه نمایش خروجی واستخراج اطلاعات مورد نیاز

باتوجه به اهداف ونتایج مورد نظر، نحوه نمایش خروجی بایستی تعیین گردد. دراینجا چندین هدف مورد توجه بوده است:

الف) تفکیک رفتار تعقیب کنائی افراد مختلف به ازای ورودی ثابت یا یک فرد به ازای ورودیهای متفاوت که دراین صورت مقایسه کل روند تعقیب درحالات مختلف مورد نظر می‌باشد، نه بررسی روند زمانی تعقیب با توجه به این مسأله درچنین حالتی حفظ روند زمانی و توالی زمانی نقاط فعال شده خروجی ضرورتی ندارد.

بدین ترتیب پس از انتخاب طول پنجره لغزان و میزان جهش آن در هر مرحله به ازای هرمحل استقرار پنجره‌ها یک نقطه از خروجی فعال می‌شود و درنهایت پس از اینکه پنجره‌ها به انتهای سیگنال می‌رسند تعدادی نقاط فعال شده در خروجی داریم. باتوجه به اینکه رفتار تعقیب کنائی یک شخص دریک مدت کوتاه زمانی (چند ده ثانیه) تغییر چندانی نمی‌کند، انتظار داریم که با تغییر محل پنجره‌ها روی سیگنال تعقیب یک فرد نقطه فعال شده خروجی تغییر زیادی نکند و نقاط فعال شده خروجی نزدیک بهم بوده و نیز تعدادی ازآنها نیز هم‌پوشانی نمایند. بدین ترتیب نمایش تعداد دفعات فعال شدن نقاط مختلف آرایه خروجی با یک رنگ مشخص و یا با سطوح خاکستری بطوری که با افزایش تعداد دفعات فعال شدن هر نقطه، آن نقطه در آرایه با خاکستری روشن‌تری نمایش داده شود، امری منطقی بنظر می‌رسد. شکلهای (۶) این نحوه نمایش را برای نتایج حاصل از چند مورد آزمایش نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود که چنانچه انتظار داشتیم درهرکدام از این شکلها یکی از نقاط آرایه بیشترین دفعات فعال شدن را نشان می‌دهد ونقاط فعال شده دیگر نیز درحوالی همان نقطه اصلی می‌باشد.

ب) درصورتی که بخواهیم روند تغییرات رفتار تعقیب کنائی یک فرد را درطول زمان بررسی کنیم روش اول روش مناسبی نیست چرا که پارامتر زمان از آن خذف شده است، درصورتی که بخواهیم روند زمانی را نیز حفظ کنیم می‌توان نقاط فعال شده را در صفحه دوبعدی به هم متصل نموده بدین ترتیب شکلی همانند یک مسیر حالت خواهیم داشت. بدیهی



شکل ۸-۶ نمایش تعداد تکرار خروجی یکسان در شبکه عصبی با سطوح خاکستری

است که برای حفظ وضوح شکل بدست آمده تعداد نقاط فعال شده نباید خیلی زیاد باشد و بهمین دلیل درهنگام انتخاذ این شیوه نمایش، پرشهای پنجره‌ها باید بلندتر باشد. شکل (۷) این نحوه نمایش را برای نتایج حاصل از چند مورد آزمایش نشان می‌دهد.

بدیهی است که این روش برای تفکیک کلی رفتار تعقیب کنائی در دو شرایط مختلف هم قابل استفاده می‌باشد، که درقسمتهای بعدی بیشتر مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

۵- آموزش شبکه و انتخاب داده‌های آموزشی

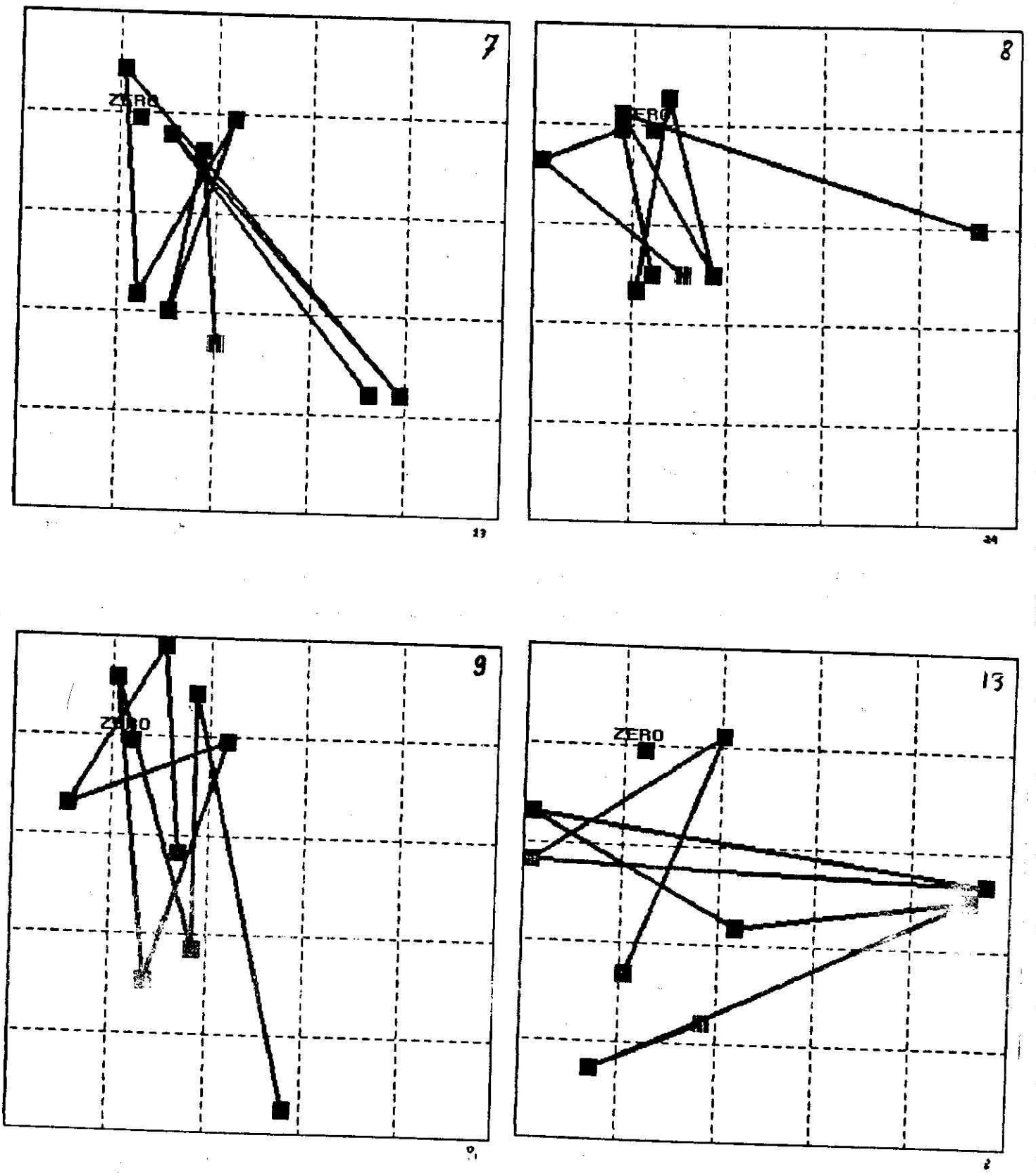
انتخاب داده‌های آموزشی کاملا" بستگی به هدف مورد نظر از آموزش شبکه دارد، و نهایتاً شبکه برای تفکیک ورودیهای مناسب است که برای آن آموزش دیده است. بطور مثال اگر بخواهیم نحوه تعقیب سیگنالهای سینوسی قابل پیش‌بینی افراد مختلف را تفکیک کنیم، باید تعداد زیادی از این سیگنالها را انتخاب نموده و پس از استخراج ورودیهای مورد نظر (ازقطعاتی بطول پنجره لغزان مورد استفاده) کل قطعات افراد مختلف را با هم مخلوط کرده بطوری که قطعات مربوط به یک فرد پشت سرهم به شبکه داده نشود. دراین صورت یادگیری شبکه بهتر انجام می‌شود.

روش آزمایش:

روش آزمایش و داده‌های مورد استفاده درآموزش شبکه بسته به هدف و دیدگاه مورد نظر از انجام آزمایش متفاوت است. دراینجا برای تمام انواع ورودیها، مدت انجام آزمایش در هرمرحله ۴۰ ثانیه، فرکانس نمونه‌برداری خروجی ۱۰۰ هرتز و ماکزیمم دامنه نوسانات عقربه ۲۰ درجه انتخاب شد.

برای یادگیری شبکه بمنظور تفکیک و تشخیص انواع حرکت از ورودیهای مختلف (سینوسی با فرکانسهای مختلف بعنوان ورودی قابل پیش‌بینی، مجموع سه سینوسی با فرکانسهای مختلف بعنوان ورودی غیرقابل پیش‌بینی و ورودی مربعی با فرکانسهای مختلف و قابل پیش‌بینی) استفاده شد که هرفرد چندین بار عمل تعقیب را برای هریک از ورودیها انجام میدهد. شکل (۷) نتایج حاصل را نشان می‌دهد. چنانچه ملاحظه می‌شود در حالتهای غیرقابل پیش‌بینی مسیر بدست آمده روی آرایه خروجی فضای بیشتری را اشغال می‌کند که البته این کاملا" مورد انتظار بود.

برای یادگیری تفکیک حالات و وضعیتهای متفاوت انجام یک نوع حرکت از یک ورودی ثابت سینوسی استفاده شد و داده‌های مربوط به افراد مختلف به ازای دفعات مختلف تکرار آزمایش مورد بررسی قرار گرفت. هدف از انجام این کار تشخیص فرد تعقیب کننده بود با این فرض که هر شخص نوع خاصی از تعقیب را انجام می‌دهد. اما نتایج بدست آمده نشان

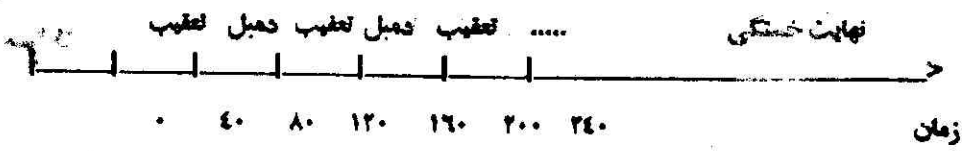


شکل ۸–۷ نمایش خروجی شبکه عصبی خود سازمانده با روند رفتار تغییر با نقاط متصل به هم

داد که روش اتخاذ شده برای این منظور مناسب نیست. البته انتظار داریم که اگر فرد به بیماری عصبی-عضلانی دچار باشد دارای رفتار کاملا" متفاوتی از افراد نرمال باشد و لذا شبکه باید بتواند افراد نرمال را از غیرنرمال تفکیک نماید. بدین منظور یک سری آزمایشات را بر روی افراد با سطوح مختلف خستگی انجام دادیم که روش کار و نتایج آن در ذیل آمده است.

بررسی روند تغییرات تعقیب کنائی در سطوح مختلف خستگی

دراینجا هدف مورد نظر از یکسو تشخیص و تفکیک سطوح خستگی با توجه به تغییرات نحوه تعقیب در اثر خستگی و از سوی دیگر بررسی روند افزایش خستگی با افزایش زمان فعالیت می‌باشد. بدین منظور ورودی ثابت سینوسی ۰/۴ هرتز با دامنه نوسانات ۲۰ درجه مورد استفاده قرار گرفت. ایجاد خستگی با در دست گرفتن یک دمبل یک کیلوئی مشابه دسته Setup آزمایشی و حرکات چرخشی دست با دمبل در شرایطی کاملا" مشابه شرایط Setup صورت می‌گیرد. برای اینکه نتایج با هم قابل مقایسه باشند زمان تمرین با دمبل ثابت و برابر ۴۰ ثانیه درنظر گرفته شد و برای اینکه روند افزایش خستگی مورد بررسی قرار گیرد، پروتکل آزمایش بصورت شکل (۸) انتخاب شد. دراین روش قبل از شروع تمرین یکبار تعقیب انجام شده و داده‌ها ثبت می‌شوند. پس از آن ۴۰ ثانیه تمرین با دمبل انجام شده و بلافاصله تعقیب دوم به مدت ۴۰ ثانیه انجام می‌گیرد و بهمین ترتیب ادامه می‌یابد.
این کار آنقدرادامه می‌یابد که شخص دیگر قادر به تمرین با دمبل نباشد، درآزمایشات انجام شده این حالت معمولا" پس از ۱۵ تا ۲۰ بار تمرین بوجود می‌آید.



شکل ۸-۸ پروتکل آزمایش جهت خسته کردن عضلات درگیر در هنگام انجام حرکت تعقیب کنایی

شکل (۹) تعدادی از نتایج خروجی را نشان می‌دهد. چنانچه دیده می‌شود وسعت ناحیه اشغال شده توسط مسیر رسم شده با افزایش خستگی، افزایش می‌یابد.

پارامتر کمی برای وسعت و پراکندگی مسیر

اگر نتایج بدست آمده ازاین آزمایشات به وضوح نماینده قدرت تفکیک روش مورد استفاده می‌باشد و افزایش وسعت سطح اشغال شده توسط مسیر فعال شدن نقاط آرایه خروجی با افزایش سطح خستگی بوضوح دیده می‌شود لیکن جهت مقایسه نتایج با یکدیگر لازم است پارامتر وسعت را بگونه‌ای کمی نماییم تا بتوان هرسطح خستگی را با عددی مشخص نمود. بدین منظور روشهای مختلفی به نظر می‌رسد که تعدادی از آنها عبارتند از:

الف) طول مسیر در آرایه خروجی

ب) طول مسیر در فضای ورودی

ج) مجموع مساحت مثلثهای حاصله ازهرسه‌نقطه متوالی درآرایه خروجی

د) مجموع مساحت مثلثهای حاصله ازهرسه‌نقطه متوالی درفضای ورودی

هـ) مساحت فضای اشغال شده توسط مسیر روی آرایه خروجی

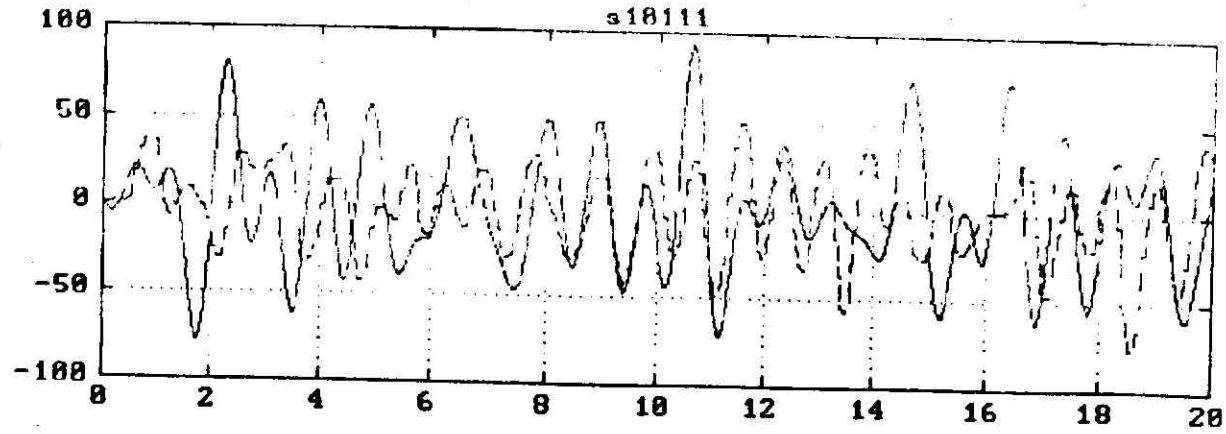
و) مساحت رویه ایجاد شده توسط مسیر درفضای ورودی

ز) تعداد مربعات اشغالی از یک شبکه nxn که در روی آرایه خروجی رسم شود.

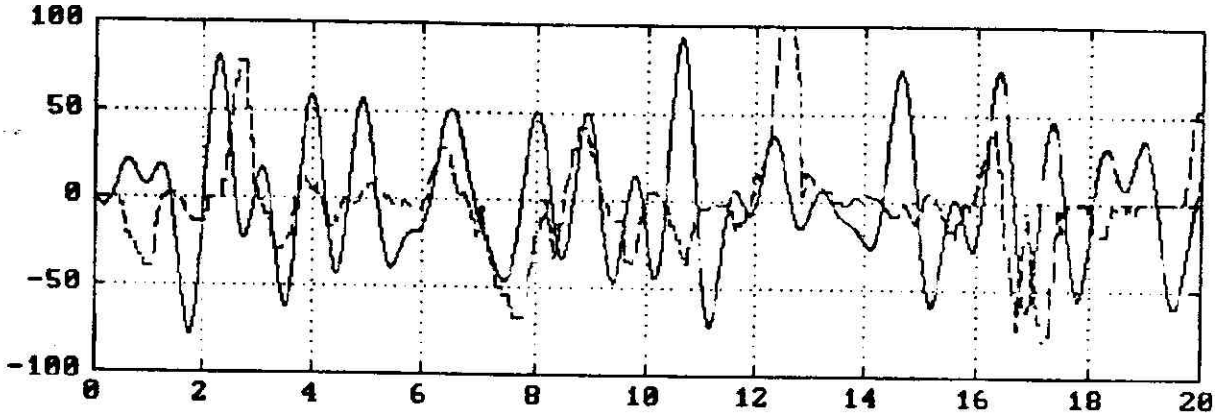
بدلیل عدم توزیع یکنواخت فواصل بر روی آرایه خروجی که خود بدلیل ناهمگونی توزیع وزنها در شبکه Kohonen بوجود می‌آید و نیز احتمال فراوان تداخل توپولوژیکی مسیر چه در فضای خروجی و چه در فضای ورودی، روشهای الف تا و باتمام پیچیدگی محاسباتی دارای دقت کم و خطای تقریباً مشابه می‌باشند. بدین دلیل روش ساده و ابتکاری (ز) مورد استفاده قرار گرفت. دراین روش آرایه خروجی با یک شبکه توری nxn پوشانده می‌شود و تعداد مربعاتی را که مسیر رسم شده درفضای خروجی قطع می‌کند، بعنوان معیاری از سطح اشغالی مسیر در نظر گرفته می‌شود. بدیهی است که با افزودن n سرعت محاسبات کاهش می‌یابد. لذا بهتر است که حداقل مقدار n که بتواند سطوح مختلف خستگی را نیز از هم تفکیک کند اختیار شود دراینجا مقدار n=۵ را درنظر گرفته و درشکلهای (۷) و (۹) نیز این شبکه ۵×۵ دیده می‌شود.

درشکل (۱۰) مقادیر بدست آمده از مراحل پروتکل آزمایشی برای سطوح مختلف خستگی دو نفر نسبت به دفعه تکرار آز مایش (که خود معیاری از زمان یا افزایش واقعی سطح خستگی است) نشان داده شده است.

باید توجه داشت که اگر چه این شکلها مشابه یک روند اشباع را نشان می‌دهند. لیکن نباید دراین مورد بسرعت قضاوت کرد چرا که رفتار آتی سیستم دیگر نمی‌تواند نمایانگر سطح خستگی فرد باشد و اگر آزمایشات

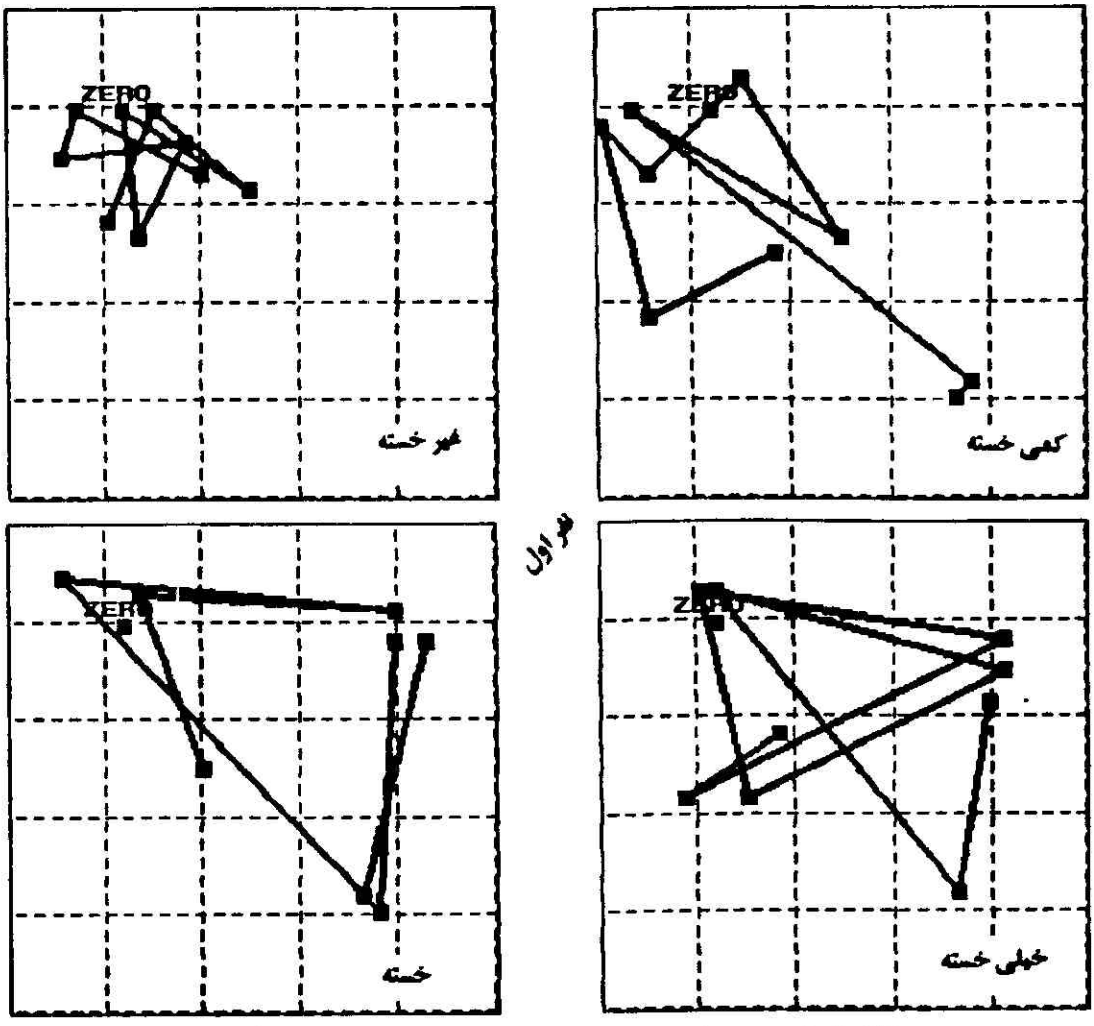


حالت غیر خسته

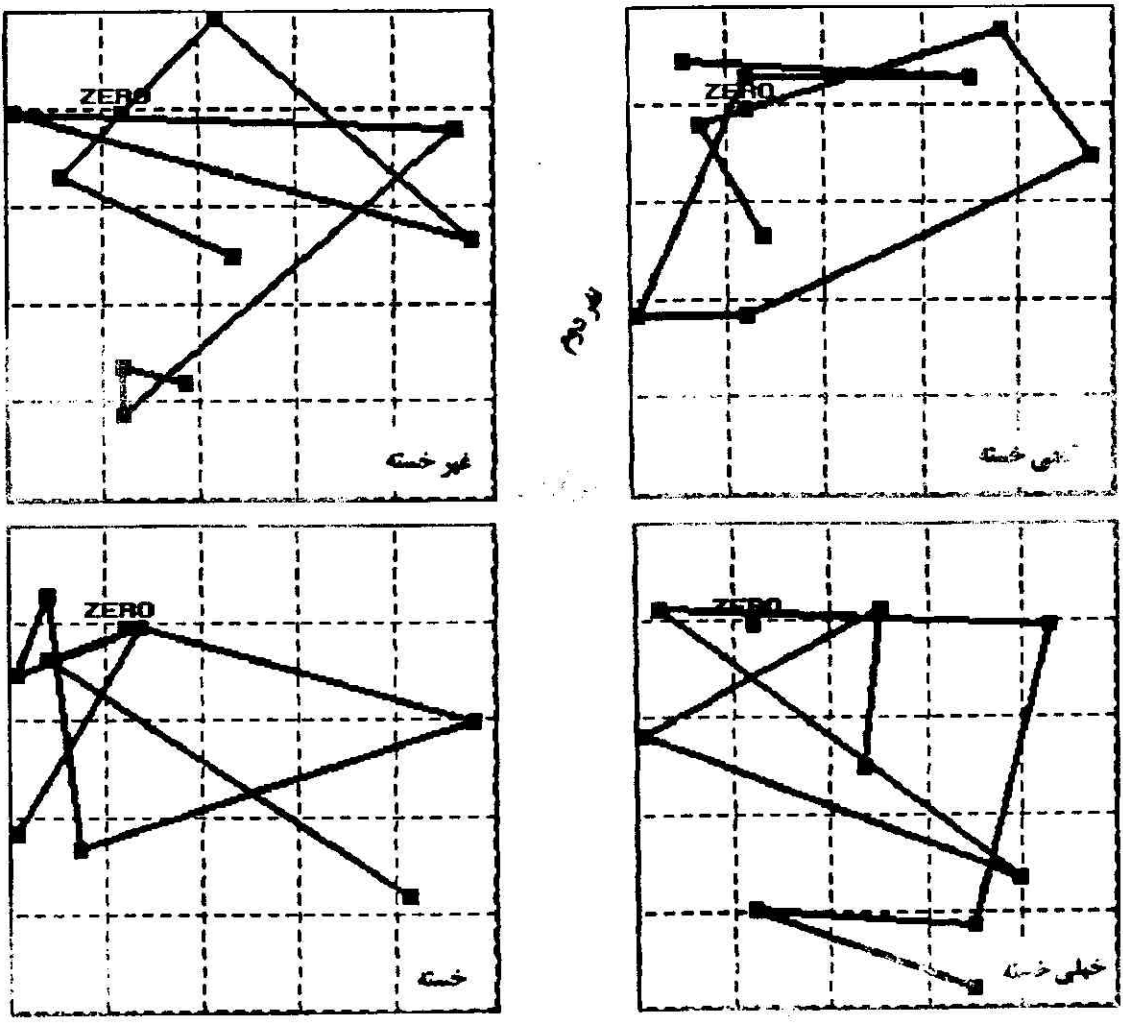


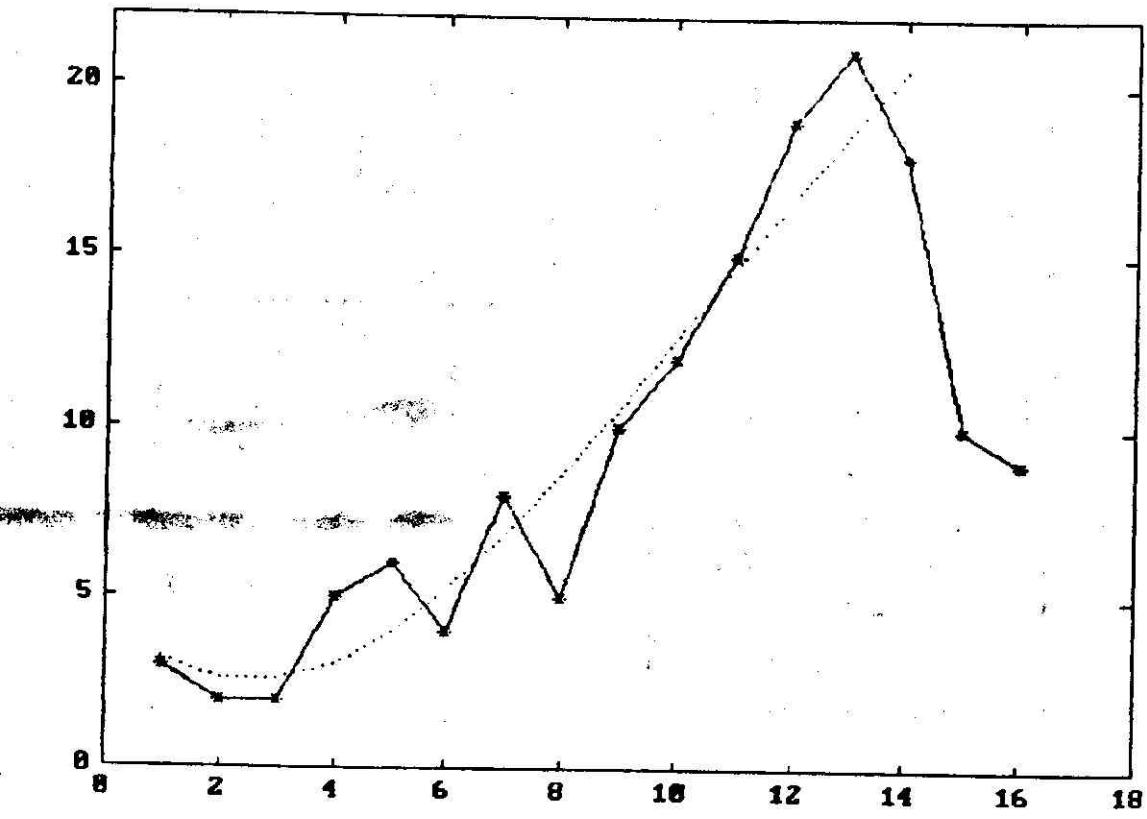
خستگی متفارن زیاد

شکل ۸-۹ -الف- سیگنالهای زمانی هدف و تعقیب در حالت غیر خسته

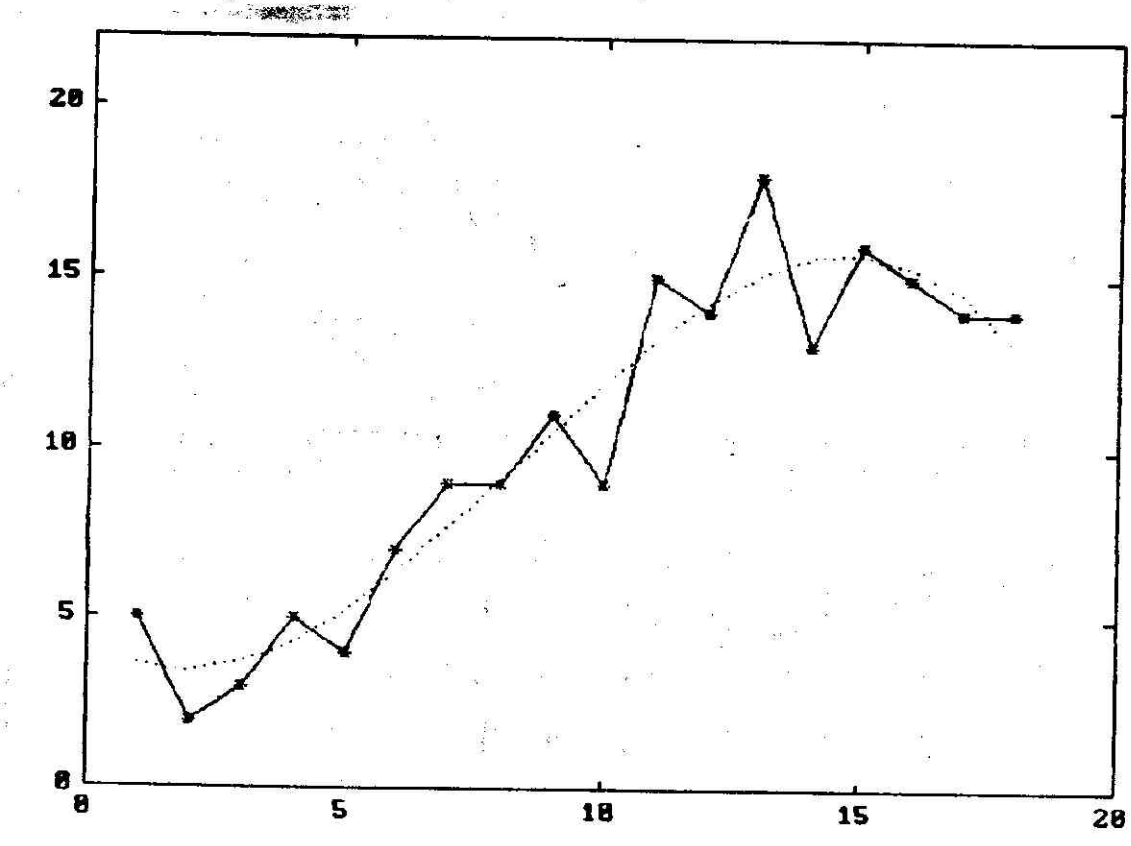


شکل ۸-۹ - ب - نتایج خروجی شبکه عصبی در مراحل مختلف خستگی





شکل ۸–۱۰ تعداد نورون های فعال لایه خروجی شبکه عصبی مصنوعی به سطح خستگی برای دو شخص متفاوت

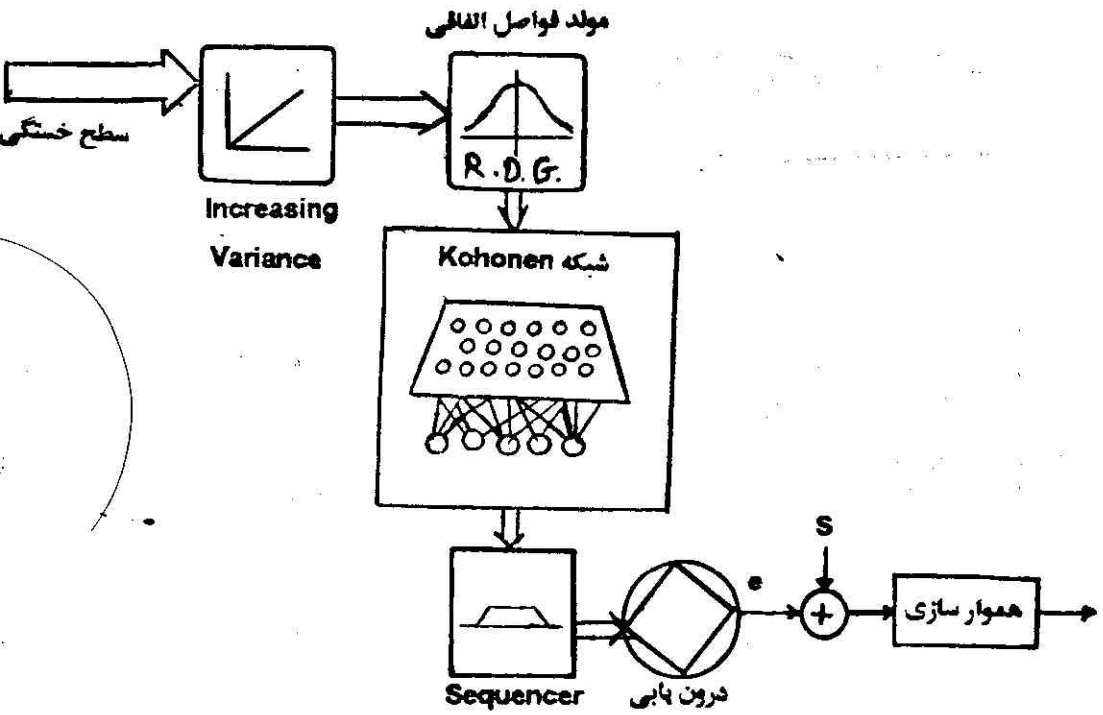


(تمرین با دمبل و ثبت) ادامه یابد، به جایی می‌رسیم که شخص دیگر قادر به تعقیب هدف نبوده و دریک نقطه ثابت باقی مانده یا حرکات بی‌هدفی را انجام می‌دهد و لذا دراین سطح خستگی دیگر مساحت محاسبه شده نمایانگر سطح خستگی نخواهد بود.

* بررسی کارائی روش از دیدگاه مدلسازی و شبیه سازی رفتار تعقیب کنائی در سطح مختلف خستگی

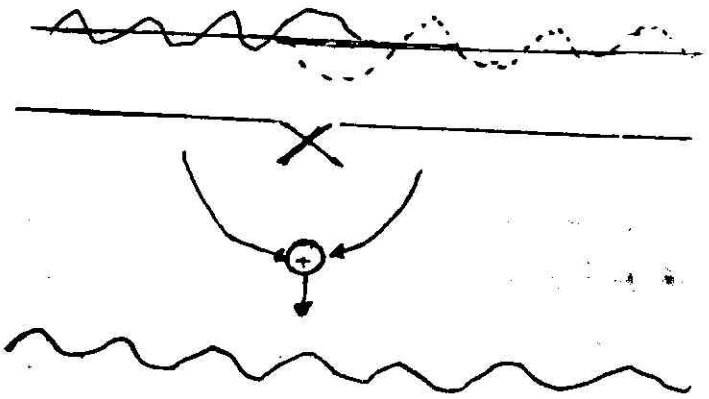
چنانچه درفصل قبل گفتیم تاکنون تلاش فراوانی برای مدلسازی رفتار سیستم عضلانی و حرکت اندامها شده است ولی بیشتر مدلهای ارائه شده تاکنون یا از نوع مدلهای ساختاری می‌باشند و بصورت کمی قابل پیاده سازی نمی‌باشند. این مدلها بیشتر بمنظور درک بهتر ساختار و رفتار سیستم حرکتی بکار رفته‌اند و مدل Strak نیز از جمله این مدلها است. همچنین مدلهای کمی ارائه شده نیز معمولا" مدلهای بسیار محدود و دور از واقعیتی می‌باشند و مثلا" تنها یک تار عضلانی مدل شده است.

مدل ارائه شده دراین تحقیق که با استفاده از شبکه عصبی پیاده شده است از نوع مدلهای رفتاری می‌باشد که رابطه ورودی و خروجی حرکت مچ دست را به ازای ورودی "سطح خستگی" و خروجی "تعقیب یک ورودی خاص" مدل می‌کند. شکل (۱۱) بلوک دیاگرام این مدل را نشان می‌دهد.



شکل ۸-۱۱ مدل رفتاری تعقیب یک ورودی خاص (عنوان خروجی مدل) به مقدار سطح خستگی (عنوان ورودی)

چنانچه دیده می‌شود ورودی "سطح خستگی" دراین مدل پس از تبدیلی که در بلوک IV صورت می‌گیرد بصورت یک واریانس به بلوک R.D.G. داده می‌شود، درنتیجه این بلوک نقاطی از آرایه خروجی را بطور تصادفی با میانگین صفر و واریانس تعیین شده توسط ورودی، فعال می‌کند. بدین ترتیب یک مسیر روی آرایه خروجی شکل می‌گیرد که پراکندگی آن حول نقطه صفر متناظر باآرایه خروجی با سطح خستگی متناسب است. باتوجه به اینکه هرنقطه از آرایه خروجی متناظر یک نقطه در فضای پیوسته ورودی است و این نقطه با وزنهای نقطه فعال شده خروجی تعیین می‌شود، لذا با پشت سرهم قراردادن بردارهای متناظر هریک از نقاط فعال شده یک سیگنال بدست می‌آید و باتوجه به اینکه نقاط فعال شده متوالی در شبکه متناظر با ورودیهایی هستند که از پنجره‌های لغزان که با هم قسمتی هم‌پوشانی دارند. لذا درهنگام پشت سرهم گذاشتن بردارهای نظیر هرنقطه فعال شده مطابق شکل (۱۲) آن بردار دریک پنجره ضرب می‌شود تا پیوستگی این نقاط حفظ گردد در غیراین صورت بدلیل اینکه نقاطی که در خروجی آرایه فعال می‌شوند دریک فضای گسسته هستند نقاط متناظرشان در فضای ورودی نیز با هم فاصله دارند. لذا بدین ترتیب می‌توان پیوستگی نقاط را در فضای ورودی حفظ کرد.



شکل ۸-۱۲ پشت سرهم گذاشتن با همپوشانی (جهت حفظ پیوستگی حرکت) بردارهای نظیر هر نقطه فعال شده در شبکه Sequencer

بلوک Interpolator باتوجه به این واقعیت گذاشته شده است که برای آموزش شبکه از خطاهای نمونه‌گیری شده استفاده شده است. لذا خروجی شبکه دراین حالت نیز متناظر با خطای نمونه‌گیری شده است. لذا با استفاده از بلوک Interpolator سیگنال خطا را بطول اصلی آن و برابر طول سیگنال هدف (s) تبدیل می‌کنیم. دراینجا نهایتاً دربلوک جمع کننده سیگنال خطای مشابه سازی شده با سیگنال هدف جمع شده و سیگنال تعقیب مشابه‌سازی شده را می‌سازند. نهایتاً برای حذف کلیه حالتهای گذرای ناشی از اتصال دو قطعه سیگنال ناپیوسته، از فیلتر Smoothing نهایی استفاده شده است.

بطور خلاصه می‌توان مراحل کار را به شکل زیر نوشت:

۱- به ازای هرسطح خستگی یک واریانس برای بلوک RDG تعیین می‌شود.
۲- نقاط مسیر بصورت تصادفی دراطراف نقطه صفر توسط بلوک RDG با واریانس تعیین شده تولید می‌شوند.
۳- هرنقطه از مسیر معادل است با یک پنجره ازه
۴- Smooth کردن نواحی overlap با استفاده از پنجره‌های مثلثی
۵- فیلتر نهائی برای حذف تغییرات سریع خروجی ناشی از کوانتیزاسیون

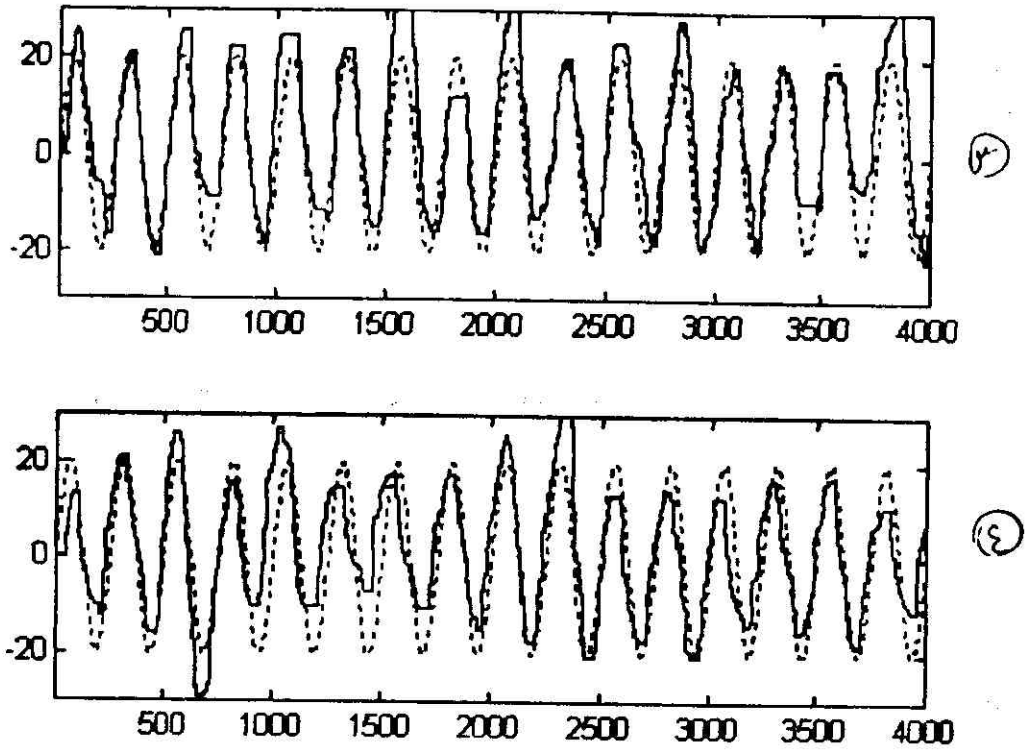
چنانچه ملاحظه می‌شود، این مدل می‌تواند رفتار تعقیب کنائی یک ورودی خاص را با توجه به سطح خستگی مشابه سازی نماید. شکل (۱۲) نمونه‌هائی از سیگنال شبیه سازی شده را نشان می‌دهد.

پیشنهادات:

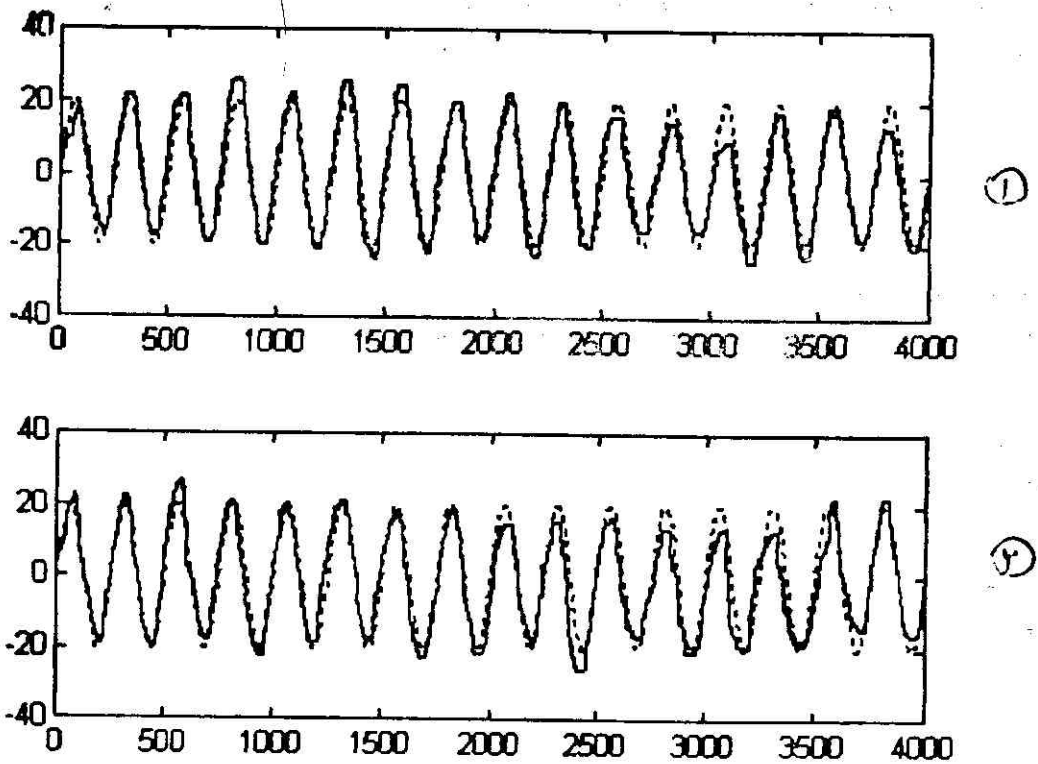
چنانچه انتظار می‌رود این مدل و نیز سیستم شناخت الگوهای مختلف حرکتی ارائه شده دراین فصل هنوز دارای نواقص فراوانی است. ازسوئی در تمامی موارد ورودیها به دامنه و شکل خاصی محدود شده‌اند و ازسوی دیگر آزمایشات بیشتر برای افراد نرمال انجام شده است. لذا بطور کلی پیشنهادات زیر برای ادامه کار منطقی به نظر می‌رسد.

۱- بررسی انواع دیگر ورودی و ویژگیها بمنظور آموزش شبکه با تعداد شیلی بیشتری آزمایشات
۲- استفاده از داده‌های متنوع‌تر شامل داده‌های مربوط به بیماران عصبی- عضلانی نظیر پارکینسون
۳- بررسی کارائی روش برای تفکیک حالت بیماری از حالت نرمال
۴- بررسی کارائی روش برای تفکیک سطوح مختلف بیماری ودرجه پیشرفت آن
۵- بررسی روند خستگی در ورزشکاران بمنظور ارائه پروتکل تمرینات ورزشی
۶- استفاده ازsetupهای دیگر بمنظور تکرارکار برای مفاصل و حرکات دیگر

با وجود تمام این مطالب بایستی اعتراف کرد که ارائه یک مدل کلی برای حرکت مفاصل و عضلات با توجه به عوامل بسیار متنوعی که دراین امر دخالت دارند کاری غیرممکن بنظر می‌رسد. حتی با اعمال محدودیتهای فراوانی که توسط افراد مختلف بر حرکات اعمال شده است هنوز هیچ مدلی



شکل ۸-۱۴ نتایج شبیه سازی رفتار تعقیب کنایی درشرایط خستگی مختلف (خط چین) و مقایسه با نتایج آزمایشی(خط پر)



که بتواند ادعای مدلسازی سیستم حرکت انسان را بکند وجود ندارد و هنوز با گذشت سالیان متمادی از مدلهای اولیه آقای استارک در منابع مربوط به سیستمهای کنترل عصبی-عضلانی مطالب زیادی دررابطه با مدلسازی سیستم در حالت کلی و عمومی آن دیده نمی‌شود.

۲-۹ مدلهای Coactivation

عضلات درحقیقت موتورهایی هستند که حرکت اعضا را تحت کنترل اعصاب ممکن ساخته‌اند. نحوه بکارگیری آنها توسط CNS به منظور ایجاد حرکت هنوز هم یکی از سؤالات اساسی درتحقیقات نروفیزیولوژی است. در طی دهه گذشته روشن شد که درپاسخ به این سؤال مناسب نیست که عضله را یک مولد ساده نیرو درنظر بگیریم و نشان داده شده که امپدانس مکانیکی عضله، رابطه دینامیک و استاتیک بین نیروی عضله و کشش اعمالی و غیره نقش مهمی درکنترل حرکت و موقعیت دارند.

آزمایشات نشان داده است که میمونهای دِافرنت شده قادرند دست خود را در جهت افقی برای تعقیب یک هدف قابل رؤیت کنترل کنند. آنها قادرند موقعیت دست خود را درمحل هدف حتی با حضور اغتشاش و بدون داشتن اطلاعاتی از موقعیت آن حفظ کنند. این پایداری موقعیت در حالی که فیدبک وجود ندارد تنها درصورتی درحالت استاتیک ممکن است که نیروی عضله با طول آن تغییر کند (درست مثل یک فنر)

درحالتی که مسیرهای عصبی دست نخورده نیز هستند پاسخ سیستم عصبی-عضلانی به کشش مشابه یک فنر می‌باشد و اعتقاد بر این است که نقش اصلی رفلکسهای پروپریوسپتو نگه‌داری و تنظیم سختی (stiffness) عضله است و نشان داده شده است که عمل رفلکس کششی در عضله سولئوس گربه بطور مؤثری خواص غیرخطی و عدم تقارن را جبران میکند.

امپدانس مکانیکی سیستم عصبی-عضلانی مقدار نیروی عکس‌العمل دست را در پاسخ به اغتشاشات تعیین می‌کند و احتمالاً" یکی از روشهای CNS برای کنترل رفتار عضله انتخاب و تنظیم امپدانس مکانیکی است. مطالعاتی که روی پاسخ مفصل آرنج به اغتشاشات انجام شده نشان داده که در شرایط آزمایشی CNS قادر است که سختی و ویسکوزیته حول یک مفصل را دریک رنج وسیع تغییر دهد.

شخص شده است که CNS کنترل امپدانس را از طریق فعال کردن همزمان عضلات متقابل انجام می‌دهد. بدلیل اینکه فعالیت این دو عضله بر خلاف یکدیگر است فعالیت همزمان این عضلات ظاهراً منجر به انجام کار مفیدی نمی‌شود و برعکس باعث مصرف انرژی متابولیک می‌شود. حال این سؤال پیش می‌آید:

آیا انرژی متابولیک هدر می‌رود؟ درپاسخ باید گفت که انرژی متابولیک هرگز بدون فایده مصرف نمی‌گردد. هنگامی که دو یا چند عضله بصورت متقابل در اطراف یک مفصل فعالیت می‌کنند. گشتاور ایجاد شده توسط آنها از یکدیگر کم می‌شود اما بلعکس امپدانس ناشی از آنها با هم جمع می‌گردد و گشتاور مؤثر اعمال شده برمفصل از اختلاف گشتاور دو عضله بوجود می‌آید و درحالی که سختی وویسکوزیته کل برابر مجموع سختی‌ها و ویسکوزیته‌های هریک از عضلات است:

برخی از محققان این مدل جامع ارائه دادیم: می‌دانیم که سیستم دیده در است با بیش‌ترین فعالیت جلوگیری ضد در
می‌کند لذا غرض بدل این مدل حتی است. دیدی‌ها بحوی شبیه optimization minimization از دل دراسان
است ان بعضی مواقع سه حال درف زدن سردانگان می‌دهیم پس load عضلی کنترل نیز دخیل است، فین بحث
خوف و موسیت خود الزوستی دهد و coactivation نام می‌شود. برای بررسی این مدل نیز دیده داشته
باشیم کل سیستم تنزلی مانیجه با بر انقباض هم زمان (agonist+antigonist) تیزرو مزاحمت

ابتدا این تقسیم اورده measurand به قدرت ان قابل بسط

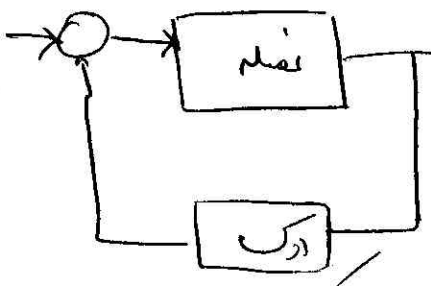
$F.V = P$

$m\frac{d^2x}{dt}\frac{dx}{dt}$

$E = mc^2 \quad m \times \frac{dv}{dt} \times \frac{dx}{dt}$

عضله - راسکه انقباض ابتدا است از آن می‌باید.

ابتدا این ظاهری: (Apparent)



با نیروی برای کاستن θ با مقاومت ظاهری ی
می‌کند زمانی از انقباض است؛ فرض کنید خنزی به دیوار وصل است
و بنا کی کشیده طول Δx می‌شود حال اگر به حال دیوار
نیروی معادل اضافه مت ΔF قبل ابتدا شده، قبل ابتدا ΔAm
می‌کشیده ۱۲ ــــ 2IC شده است.

درصدی از دو روش coactivaetion همزمان حال بالاتر این عضلات و بالاتر این هجیه. دو این حالت نرمی را
دست به تنش نهایی بدن را از کوتاهترین زمان کنترل کرده است.

مدل سه فنری: گاز و نیز به دو بدن اسم

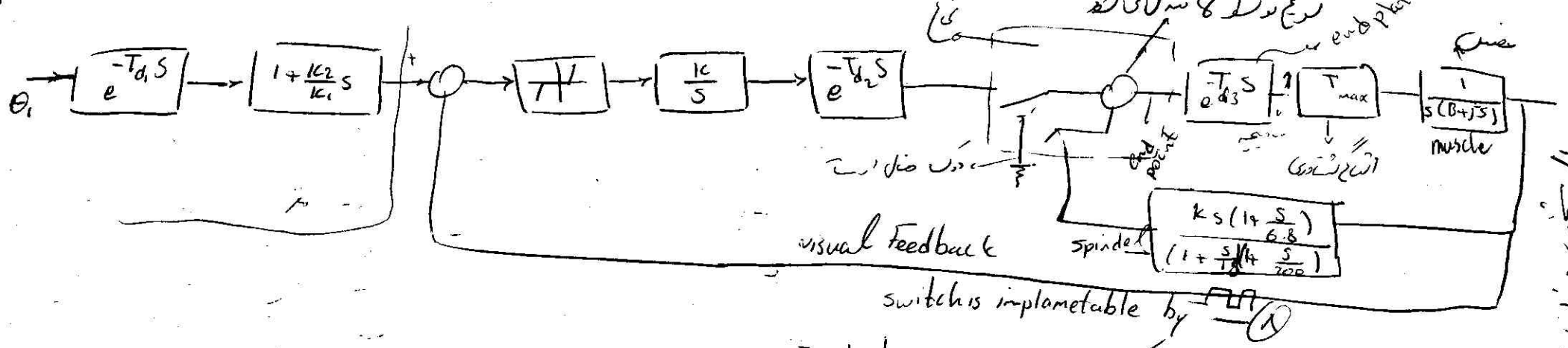
مدل coactivation: گاز و نیز هم زمان

$\dot{X} = AX + BU$

در حال حاضر (6 ممکن است در

$Y = CX + DU$

ممکن است A به نحوی باشد که مقادیر کمتر از صفر باشد پس باید قید بگذاریم.



switch is implametable by

مدل فعال کننده یک force generator است.

در این حالت برای مشتق تولیدی اینپیس کنترل کننده است.

در این حالت برای مشتق تولیدی اینپیس کنترل کننده است.

۱- کنترل را با پاسخ نیاز کنید.

۲- Real را حذف کنید.

۳- کلیه خطاهای ناخواسته را حذف کنید.

در نامه اثر: خارجی را کنترل کنید.

$1+\frac{k_2}{k_1}S$ نامه اثر کنترلی را کنترل کنید.

در مدل Ramos حالت بیکاری (عدم انرژی) و Ns (عامل) از پایه‌های نوروفیزیک

) اعمال شده است. در مدل Ramos برخلاف مدل Starck مدل با هیچ‌یک نیست

$\omega = ms + ds^2$ در این رابطه spindel یا مدل عصبی تغذیه‌کننده مدل می‌باشد. از ابتدا

spindel به عنوان یک استخوان‌بندی است و تنها از مدل می‌رود.

تنها تریتیم به صورت مخصوص می‌تواند برای ۱۲ روز نگهداری شود این است که فیزیک‌ها تنها تریتیم را

از فیزیک‌ها به راست می‌کنند.

مدل Ramos در صدای ناله تریتیم تولید الکترون تشخیص می‌شود.

Pag91. در صورت حذف رفلکس‌ها از تنه عضله عضله‌ی آن دچار ضعف می‌شود.

Pag198. برای کنترل اسپاسم‌ها درمان وجود دارد: داروهای رفلکسی ← مهار کننده‌ها gain ضعیف‌کننده

تشنج کنترل می‌شود.

القاض کنترل رفلکس ← بهینه‌سازی کنترل

Agonist + Antagonist

Pag193. در مدل Triphasic از Hallet ، Agonist ، Antagonist برای عضلات

فعال می‌شوند.

Pag203. تابع تقسیم پیل به عضلات خاصی برای تقسیم پیل عضلانی می‌شود. در این ترتیب با مشخص کردن

میزان فعالیت یک یا چند عضله پیل را به حرکت می‌آورد.

Pag208. به نظر می‌رسد عضلانی صحیح برای تقسیم پیل می‌توان عضلاتی شبیه با واقعیت‌های فیزیک ایجاد نمود.

Pag210. در مدل انتشار آمپر α و γ co-activation دارد: لیپید AMNC دارد

در این صورت تأخیر در حرکات لازم رفلکس تنه‌ی بین عضلات تنه‌ی تنظیم می‌کند.

stable ← سیستم کنترل حرکت بازو انجام وظایف پیچیده تماس بینایی . Pag 209

کنترل . Pag 22 کنترل وظایفی در حرکات ارادی

. اطلاعات مربوط به سرعت و موقعیت در مفاصل proprioceptive مغز فرستاده می‌شود برای انجام مهارت‌های حرکتی . Pag 225

حرکات پیچیده می‌شود به‌البته این مقوله بعداً load decision making حافظه حرکتی و برنامه خودش این است مشارکت

گشتاور Antagonist - گشتاور Agonist = گشتاور کل
امپدانس Antagonist + امپدانس Agonist = امپدانس کل

باتوجه به این موضوع دریک محدوده مشخص گشتاورکل و امپدانس کل بطور مستقل قابل تنظیم و کنترل می‌باشند.

رابطه بین ورودی عصبی یک عضله و رفتار مکانیکی آن بسیار پیچیده است و به ازای یک مقدار تحریک عصبی مشخص و ثابت نیروی انقباضی عضله به طول عضله، سرعت کاهش طول، نوع عضله و میزان خستگی و سابقه تمرینات آن و خیلی چیزهای دیگر بستگی دارد اما چیزی که مشخص است این است که ورودی عصبی عضله بطور همزمان مقدار نیروی انقباضی و سختی عضله را کنترل می‌کند.

درمورد فیدبک منفی رفلکس کششی درحرکات با دامنه کوچک چنانچه گفتیم نقش اصلی آن ثابت نگاه داشتن سختی عضله تحت شرایط گوناگون است. اگر این رفلکسها حذف شوند مثلا" سولئوس گربه که بیش از چند دهم میلیمتر کشیده شود یک رفتار غیرخطی شدید از خود نشان می‌دهد. که یکی از نتایج مستقیم آن کاهش قدرت عضله است. با وجود رفلکسها رفتار عضله بسیار خطی‌تر است.

تحت شرایط فیزیولوژیک نرمال افزایش Stiffness عضله با نیروی آن در رابطه استاتیک بین نیروی ایزومتریک و طول و یا گشتاور حول یک مفصل و زاویه آن مشهود است. همچنین مشاهده شده است که گشتاور مربوط به ماکزیمم انقباض ایزومتریک به زاویه مفصل وابسته است. بعلاوه نوع رابطه بین گشتاور و فعالیت EMG درصورتی که گشتاور با مقدار ماکزیمم آن در زاویه مورد نظر Scale شود به زاویه مفصل وابسته نیست. این رابطه بین گشتاور، زاویه و فعالیت EMG را می‌توان به این شکل نوشت:

$$T/T_{max}(\theta) = g(|\bar{m}|)$$

که درآن $T_{max}(\theta)$ گشتاور ماکزیمی است که به زاویه مفصل وابسته است و $g(|\bar{m}|)$ تابعی است از متوسط EMG یکسو شده (IAV)، ضریب سختی کل مفصل مشتق اول گشتاور نسبت به زاویه است.

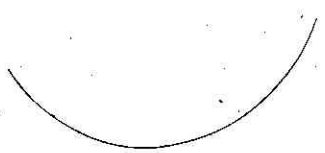
$$\frac{\partial T}{\partial \theta} = g(|\bar{m}|)\frac{\partial T_{max}}{\partial \theta} = g(|\bar{m}|)T'_{max}(\theta) = \frac{T}{T_{max}}T'_{max}$$

$$\Rightarrow \frac{\partial T}{\partial \theta} = T\left[\frac{T'_{max}}{T_{max}}\right] \Rightarrow \text{stiffness} = kT$$

ساختار ضربی این رابطه نشان می‌دهد که درهر زاویه مشخص گشتاور با stiffness زاویه‌ای (یا نیرو با stiffness) یک رابطه خطی دارد.

تاکنون متوجه شدیم که دومکانیزم برای کنترل امپدانس مجموعه سیستم عصبی و عضلانی وجود دارد. یکی کنترل با سیستم فیدبک رفلکسی و یکی ازطریق فعالیت همزمان عضلات متقابل است. که هریک محدودیتهای خاص خود را دارند. کنترل با فیدبک منفی محدود به تأخیرهای انتقال درحلقه‌های فیدبک عصبی و عرض باند محدود سیستم حلقه باز عضله و سنسورها می‌باشد. لذا حداکثر گین فیدبک قابل استفاده بطوری که سیستم پایدار بماند محدود خواهد بود و لذا حداکثر سختی سیستم حلقه بسته قابل دسترس محدود می‌شود.

بلعکس پایداری ازطریق تحریک همزمان عضلات متقابل تحت تأثیر تأخیرهای موجود درانتقال عصبی نیست لیکن محدودیت آن دراین است که استفاده از این روش مقداری از انرژی متابولیک را بدون بهره مصرف می‌کند و بهره‌انرژی را کاهش می‌دهد و CNS باید بین مقدار انرژی مصرفی لازم و پایداری سیستم یک حالت بهینه را انتخاب کند.



* مدل حرکت بهینه

مقدمه:

بدلیل خاصیت اهرم مانند استخوانهای اندامهای متحرک بدن ماهیچه‌های به حرکت درآورنده آنها حول مفاصل بصورت جفتهای متناظری می‌باشند که اندام را در دو جهت متفاوت و متضاد حرکت می‌دهد. نحوه کنترل این چنین جفت یا جفتهای متناظر به طوری که بهترین حالت حرکت را بوجود آورند هنوزشناخته نشده است. حالِت (Hallett) وهمکارانش در سال ۱۹۷۵ اظهار داشته‌اند که درحرکات سریع با یک بار با اینرسی زیاد یک الگوی کلیشه‌ای و مشخص سه‌فازی (Triphasic) از فعالیت ماهیچه‌ها دیده می‌شود که درآن ابتدای حرکت را ماهیچه موافق (Agonist) آغاز کرده و سپس به ترتیب ماهیچه‌های مخالف و موافق یکی بعد از دیگری فعال و غیرفعال می‌شوند و ترتیب تقریبی آنها به شکل (موافق، مخالف، موافق) می‌باشد. هوگان (Hogun) و همکارانش اظهار کرده‌اند که حرکات یک مفصل یا مجموعه‌ای از مفاصل چنان صورت می‌گیرد که یک متغیر سینماتیک به نام جرک که عبارت است از مشتق شتاب (مشتق سوم مسافت و یا مشتق دوم سرعت) از دیدگاه حداقل میانگین مربعات مینیمم شود. گرچه در به حرکت درآوردن بارهای متفاوت در اکثر موارد در ابتدا یک شتاب یکنواخت تا یک پیک سرعت و سپس یک شتاب منفی یکنواخت متناظر دیده می‌شود، علاوه بر فرض مینیمم جرک، توابع ریاضی زیاد دیگری وجود دارند که می‌توانند این حالت را بوجود آورند. با وجود این حرکت تحت بارهای با اینرسی، ویسکوزیته و الاستیسیته متفاوت فرمهای یکسانی را نشان داده‌اند و این مسأله، چنین برداشتی را بوجود می‌آورد که CNS استراتژی کنترل خود را چنان تنظیم می‌کند که الگوی حرکت یکسان باقی بماند.

درشرایط انقباض ایزومتریک (وقتی که ماهیچه سعی می‌کند درمقابل یک شیئی ثابت منقبض شود) هریک از ماهیچه‌های یک جفت متناظر می‌توانند تا حداکثر قدرت خود منقبض شوند و یا اینکه هر دو با همکاری یکدیگر منقبض شوند. اگر چه ماهیچه‌ها دارای خصوصیات پیچیده و کاملا" غیرخطی هستند که هنوز هم کاملا" شناخته نشده‌اند، وایز (Weiss) و همکارانش در ۱۹۸۸ نشان دادند که تا یک سطح ماکزیمم فعالیت، یک جفت عضله متناظر، خصوصیات مکانیکی آنها را می‌توان با یک سیستم خطی با اینرسی، ویسکوزیته و سختی (stiffness) ثابت که به میزان فعالیت این گروه عضله بستگی دارد بخوبی تقریب زد.

توضیح ریاضی مدل اولیه

درشکل۱ مدل پایه یک جفت عضله متناظر نشان داده شده است. ذیلا بعضی از علائم را که درشکل و محاسبات بعدی به کار رفته‌اند معرفی

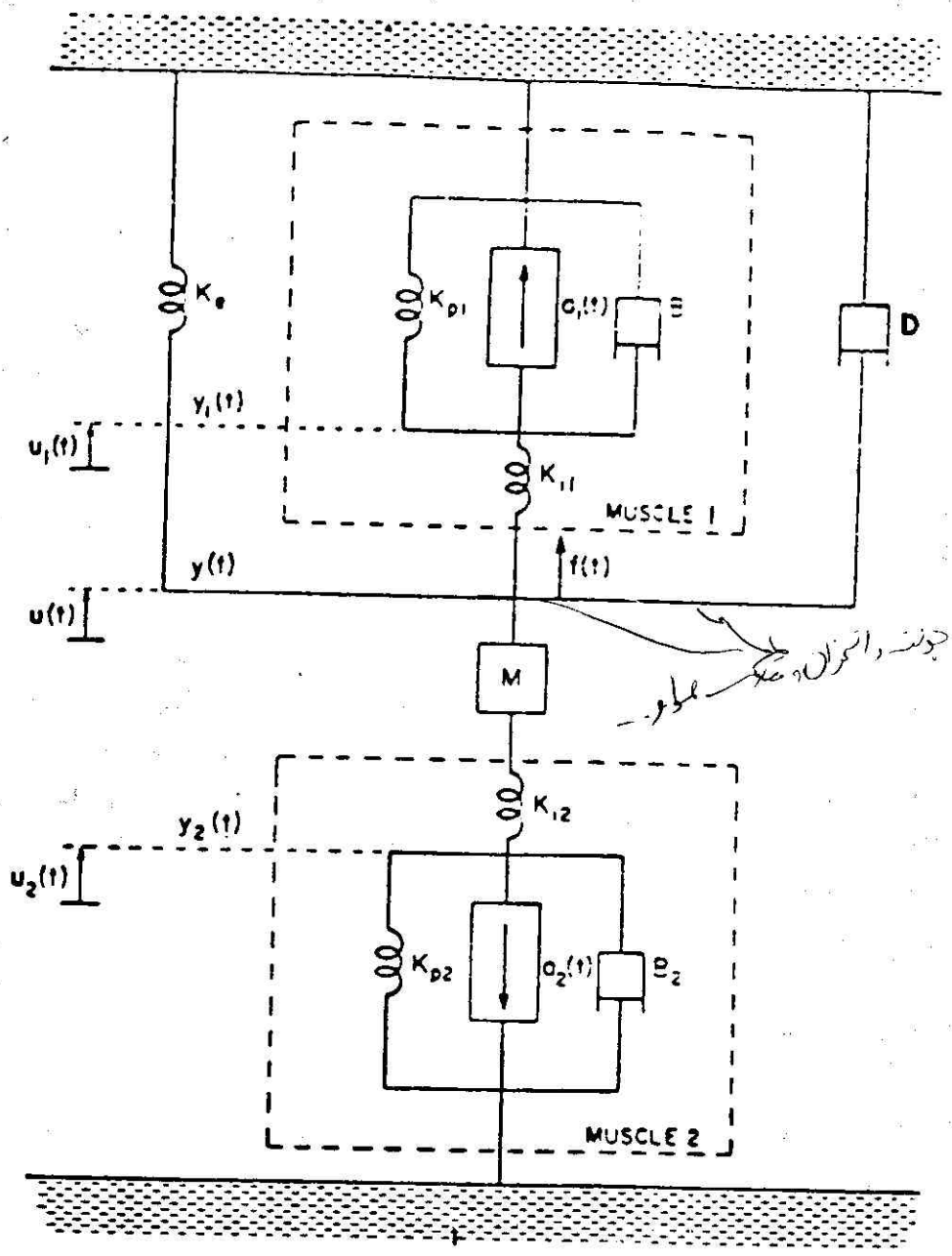


Fig. 1. Basic model for a pair of antagonistic muscles. Each muscle consists of an active state element producing a force $\sigma(t)$, as well as a dashpot with viscosity B and parallel and internal series springs with stiffness K_p and K_1, respectively. Note that B and K_1 are not constant, but vary with the active state $\sigma(t)$ as found experimentally. The muscles work against a generalized load consisting of a mass M, a dashpot with viscosity D and an external spring with stiffness K_e. The $u(t)$ measure distances from steady-state positions.

شکل ۹-۱ مدل تاثیر متقابل عضلات متناظر با بار: فنرجرم و دمپر

می‌کنیم: t زمان (s)؛ j اندیس مربوط به عضله (عضله ۱ یا ۲ j=1,2)، aj(t) میزان فعالیت ماهیچه زام درلحظه t، f(t) نیروی خارجی درلحظه t، u(t) و uj(t) میزان انحراف نقاط مختلف مدل از حالت تعادل در لحظه t، Bj ویسکوزیته ذاتی عضله زام، D ویسکوزیته یا ثابت میرایی بار خارجی، Ke ضریب سختی بار خارجی، Kij ضریب سختی ذاتی تاندونها (سری) عضله ز ام، Kpj ضریب سختی ذاتی قسمت موازی ماهیچه (قسمت فعال) زام، M جرم بار خارجی.

برای نوشتن روابط ریاضی فرض می‌کنیم که فعالیت تمام قسمتها از لحظه t=0 شروع شده و $a_1(t) = a_2(t) = f(t) \equiv 0 \quad t < 0$ وهمچنین فرض می‌کنیم که سیستم درلحظه $t \leq 0$ درحالت استراحت بوده یعنی:

$$u(t) = u_1(t) = u_2(t) = \dot{u}(t) = \dot{u}_1(t) = \dot{u}_2(t) = \ddot{u}(t) = 0 \qquad (2)$$

با نوشتن روابط تعادل هرنقطه خواهیم داشت: (به ازای $t > 0$)

$$\begin{aligned} a_1(t) &= -K_{i1}\,u(t) + (K_{i1} + K_{p1})\,u_1(t) + B_1\,\dot{u}_1(t) \\ a_2(t) &= K_{i2}\,u(t) - (K_{i2} + K_{p2})\,u_2(t) - B_2\,\dot{u}_2(t) \end{aligned} \qquad (3)$$

$$f(t) = (K_e + K_{i1} + K_{i2})\,u(t) + D\,\dot{u}(t) + M\,\ddot{u}(t) - K_{i1}\,u_1(t) - K_{i2}\,u_2(t)$$

حال برای تبدیل معادلات فوق به معادلات حالت از جایگذاریهای زیر استفاده می‌کنیم:

$$u = x_1 \qquad \dot{u} = x_2 \qquad u_1 = x_3 \qquad u_2 = x_4$$

$$\underline{X} = (x_1, x_2, x_3, x_4) \qquad a_1 = v_1 \qquad a_2 = v_2$$

$$\underline{V} = (v_1, v_2) \qquad \phi = \frac{f}{M} \qquad (4)$$

$$\begin{aligned} a_{21} &= -(K_e + K_{i1} + K_{i2})/M & a_{22} &= -D/M \\ a_{23} &= K_{i1}/M & a_{24} &= K_{i2}/M \\ a_{31} &= K_{i1}/B_1 & a_{33} &= -(K_{i1} + K_{p1})/B_1 \\ a_{41} &= K_{i2}/B_2 & a_{44} &= -(K_{i2} + K_{p2})/B_2 \\ b_{31} &= 1/B_1 & b_{42} &= 1/B_2 \end{aligned} \qquad (5)$$

با این علائم و تعریفها معادلات (3) را می‌توان به شکل زیر نوشت:

$$\begin{aligned}
\dot{x}_1 &= x_2 \\
\dot{x}_2 &= a_{21}x_1 + a_{22}x_2 + a_{23}x_3 + a_{24}x_4 + b_2 v_1 \\
\dot{x}_3 &= a_{31}x_1 + a_{32}x_3 + b_{31}v_1 \\
\dot{x}_4 &= a_{41}x_1 + a_{42}x_4 + b_{42}v_2
\end{aligned} \qquad (6)$$

که این معادلات برای $0 < t$ و با شرایط اولیه

$$\dot{x}(0) = 0 \quad (x_K(0) = 0 \quad , K = 1, 2, 3, 4) \qquad (7)$$

برقرار می‌باشند.

برای هر $\underline{v} = \underline{v}(t) \equiv (v_1(t), v_2(t))$ تکه‌ای خطی به ازای $0 \leq t \leq T$ سیستم دینامیک تعریف شده با معادلات (6) دارای یک جواب یکتای $\dot{x} = \dot{x}(t)$ به ازای $0 \leq t \leq T$ می‌باشد که درشرایط اولیه (7) صدق می‌کند. از این پس $\dot{x}$ و $\underline{v}$ را به ترتیب متغیرهای حالت و کنترل می‌نامیم. حال با درنظر گرفتن محدودیت سطح فعالیت عضلات $a_j = v_j$ مجموعه

$$\Omega = \{ (v_1, v_2) \mid 0 \leq v_j \leq M_j \ , \ j = 1, 2 \} \qquad (8)$$

را تحت عنوان ناحیه کنترل معرفی می‌کنیم که درآن M_1 و M_2 ثابت عددی مثبت می‌باشند. یک بردار کنترل $\underline{v} = \underline{v}(t)$ را از این پس مجاز می‌نامیم درصورتی که $v(t) \in \Omega$ و بعلاوه به ازای $0 \leq t \leq T$ تکه‌ای پیوسته باشد. مجموعه تمام بردارهای کنترل مجاز را با Z نشان داده به شکل زیر تعریف می‌کنیم:

$$Z = \{ \underline{v}(t) \mid \underline{v} = \underline{v}(t) \text{ مجاز باشد} \}$$

هنگامی که یک جفت عضله متناظر به منظور انجام عملی تحریک می‌شوند سطوح فعالیت هریک $a_j = v_j$ ، $j = 1, 2$ چنان تنظیم و هدایت می‌شوند که شکل حرکت اندام حتی‌المقدور به شکل یا مسیر مورد نظر نزدیک باشد. این تنظیم و هدایت طی یک مرحله پردازشی و تصمیم‌گیری خاص در مغز صورت می‌گیرد که درآن بعد از تعیین میزان فعالیت یکی از عضلات میزان فعالیت دیگری براساس آن بمنظور انجام حرکت مورد نظر به بهترین وجه انجام می‌پذیرد. این کار تصمیم گیری را می‌توان با معادله‌ای به شکل:

$$v_2 = \mathcal{D}(v_1) \quad (\text{یا} \quad v_1 = \mathcal{D}(v_2)) \qquad (10)$$

نشان داد و توجه داشته باشید که این توابع تصمیم تک مقداری هستند هدف ما ارائه و ساخت یک بردار کنترل مجاز است که تحت آن عضلات متناظر با یک تابع تصمیم مشابه رابطه (10) یک حرکت مشخص را به بهترین وجه ممکن انجام دهند درقسمت بعدی این مسأله بررسی، حل و فرمولد می‌شود.

* طرح مسأله بهینه سازی

فرض کنید که یک جفت عضله متناظر با یک تابع تصمیم به شکل رابطه (10) قسمت قبل، مأمور انجام یک حرکت شده باشند (توسط CNS یا یک مکانیزم خارجی) و فرض کنید که این حرکت با تابع $P=P(t)$ بیان شده باشد که $P(t)$ به ازای $0 \leq t \leq T$ پیوسته و $P(0)=c$، هدف این است که $x_1 = x_1(t)$ را حتی‌المقدور به تابع $P=P(t)$ به ازای $0 \leq t \leq T$ نزدیک کنیم و این کار چنان انجام شود که

$$x_1(T) = P(T) \qquad (11)$$

یادآوری می‌کنیم که $x_1(0)=P(0)$ میزان نزدیکی $x_1(t)$ به $P(t)$ تحت فرمان کنترل $V_2=D(V_1)$ $\underline{V}=\underline{V}(t)=(V_1(t), V_2(t))$ را با یک «اندیس کارآیی» (Performance index) به شکل زیر اندازه می‌گیریم:

$$R(V) = \int_0^T [x_1(t) - P(t)]^2 dt \qquad V \in \mathcal{V}$$

trajectory سرعت‌ها، شتاب‌ها، مشتقات

لذا می‌توان مسأله بهینه‌سازی مورد بررسی را به شکل زیر بیان کرد: «سیگنال کنترل $\underline{V}^*=\underline{V}^*(t)$ $V_2^*=D(V_1^*)$ را چنان بیابید که تابع R مقدار مینیمم خود را بگیرد.»

$$\min_{V \in \mathcal{V}} R(V) = R(V^*) \qquad V^* \in \mathcal{V}$$

پاسخ این مسأله بهینه سازی در قسمت بعدی با استفاده از تکنیک (dynamic programming discrete) پیدا می‌شود.

* حل مسأله بهینه سازی

فرض کنید N یک عدد صحیح و بقدرکافی بزرگ باشد و فرض کنید

$$h = T/3N \qquad t_n = nh \qquad n = 0, 1, \ldots, 3N$$

ازاین پس مقدار تابعی مانند $\theta(t)$ را درلحظه $t=t_n$ با θ_i نشان خواهیم داد. حال فرض کنید $V_n=(V_{1,n}, V_{2,n})$ فرمان کنترلی باشد که درلحظه $t=t_n$ صادر شده دراین صورت:

$$\underline{V}(t) = V_n \qquad V_1(t) = V_{1,n} \qquad V_2(t) = V_{2,n}$$

$$t_n \leq t \leq t_{n+1} \qquad V_n \in \Omega \qquad (12)$$

یک کنترل مجاز خواهد بود: $V(t) \in \mathcal{V}$ به ازای Nهای بزرگ:

$$\dot{\theta} \simeq (\theta_{n+1} - \theta_n)/h \qquad (16)$$

وبنابر رابطه (6) داریم:

$$x_{1,n+1} \simeq x_{1,n} + h\, x_{2,n}$$

$$x_{2,n+1} = h a_{21}\, x_{1,n} + (1 + h a_{22})\, x_{2,n} + h a_{23}\, x_{3,n} + h a_{24}\, x_{4,n} + h \phi_n$$

$$x_{3,n+1} \simeq h a_{31}\, x_{1,n} + (1 + h a_{33})\, x_{3,n} + h b_{31}\, v_{1,n}$$

$$x_{4,n+1} \simeq h a_{41}\, x_{1,n} + (1 + h a_{44})\, x_{4,n} - h b_{42}\, v_{2,n}$$

(17)

واز روابط (7) و (11) و $P(0) \equiv 0$ داریم:

$$x_{K,0} = 0 \quad (K = 1, \ldots, 4) \;,\; P_0 = 0 \;,\; x_{1,3N} = P_{3N} \qquad (18)$$

به آسانی می توان نشان داد که

$$x_{1,n+3} \simeq C_1 x_{1,n} + C_2\, x_{2,n} + C_3\, x_{3,n} + C_4\, x_{4,n} + C_{5,n} + C_6\, v_{1,n} - C_7 v_{2,n}$$

(19)

که در آن

$$C_1 = 1 + 3h^2 a_{21} + h^3 (a_{21} a_{22} + a_{23} a_{31} + a_{24} a_{41})$$

$$C_2 = h(3 + 3h a_{22} + h^2 a_{22}^2 + h^2 a_{21})$$

$$C_3 = h^2 (3 + h a_{22} + h a_{23})\, a_{23}$$

$$C_4 = h^2 (3 + h a_{22} + h a_{44})\, a_{24} \qquad (20)$$

$$C_{5,n} = h^2 [\phi_{n+1} + \phi_n (2 + h a_{22})]$$

$$C_6 = h^3 a_{23} b_{31} \quad , \quad C_7 = h^3 a_{24} b_{42}$$

با تعریف y_n به صورت:

$$y_n = c_1 x_{1,n} + c_2 x_{2,n} + c_3 x_{3,n} + c_4 x_{4,n} + c_{5,n} - P_{n+3} \quad (21)$$

رابطه (19) را می‌توان به شکل

$$x_{1,n+3} - P_{n+3} \approx y_n + c_6 v_{1,n} - c_7 v_{2,n} \quad (22)$$

نوشت. اینک اندیس کارآیی $\mathcal{R}(v)$ را به شکل

$$\mathcal{R}(v) = \int_0^T w(t)\,dt \quad (23)$$

می‌نویسیم که در آن

$$w(t) = [x_1(t) - P(t)]^2 \quad (24)$$

در این صورت به ازای $t_0 = 0$ داریم

$$\mathcal{R}(V) = \sum_{n=0}^{3N-1} \int_{t_n}^{t_{n+1}} w(t)dt = \frac{1}{3}\left[2\int_0^{t_1} w(t)\,dt + \int_{t_1}^{t_2} w(t)\,dt + \sum_{n=0}^{3N-3} \int_{t_n}^{t_{n+3}} w(t)\,dt + \int_{t_{3N-2}}^{t_{3N-1}} w(t)\,dt + 2\int_{t_{3N-1}}^{t_{3N}} w(t)\,dt\right]$$

$$\mathcal{R}(V) = \frac{1}{3} \sum_{n=0}^{3N-1} r_n(X_n, V_n), \quad (25)$$

که در آن:

$$r_0(x_0, v_0) \equiv 2\int_0^{t_1} w(t)\,dt + \int_0^{t_3} w(t)\,dt$$

$$r_1(x_1, v_1) \equiv \int_{t_1}^{t_2} w(t)dt + \int_{t_1}^{t_4} w(t)\,dt$$

...

$$r_n(x_n, v_n) \equiv \int_{t_n}^{t_{n+3}} w(t)\,dt \qquad (n = 2, \ldots, 3N-3) \quad (26)$$

...

$$r_{3N-2}(X_{3N-2}, V_{3N-2}) \equiv \int_{t_{3N-2}}^{t_{3N-1}} w(t)\,dt$$

$$r_{3N-1}(X_{3N-1}, V_{3N-1}) \equiv 2\int_{t_{3N-1}}^{t_{3N}} w(t)\,dt$$

سال تعریف می‌کنیم

$$r_{3N}(X_{3N}, V_{3N}) = 0 \quad (27)$$

حال با اعمال قانون مستطیل برای انتگرالهای فوق خواهیم داشت :

$$r_0(x_0, v_0) \approx h\left[2(x_{1,0} - P_0)^2 + 3(x_{1,3} - P_3)^2\right]$$

$$\approx 3h(y_0 + c_6 v_{1,0} - c_7 v_{2,0})^2 \qquad (28)$$

$$r_1(x_1, v_1) \approx h\left\{(x_{1,1} - P_1)^2 + 3(x_{1,4} - P_4)^2\right\}$$

$$\approx h\left[(x_{1,1} - P_1)^2 + 3(y_1 + c_6 v_{1,1} - c_7 v_{2,1})^2\right] \qquad (29)$$

...

$$r_n(x_1, v_n) \approx 3h(x_{1,n+3} - P_{n+3})^2 \qquad (30)$$

$$\approx 3h(y_n + c_6 v_{1,n} - c_7 v_{2,n})^2 \quad (n = 2, \ldots, 3N-3)$$

...

$$r_{3N-2}(x_{3N-2}, v_{3N-2}) \approx h(x_{1,3N-2} - P_{3N-2})^2 \qquad (31)$$

$$r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1}) \approx 2h(x_{1,3N-1} - P_{3N-1})^2 \qquad (32)$$

حال تعریف می کنیم :

$$R_n(x_n) = \min_{[v_n, \ldots, v_{3N-1}]} \sum_{k=n}^{3N-1} r_k(x_k, v_k)$$

$$(v_k \in \Omega,\ k = 0, 1, \ldots, 3N-1) \qquad (33)$$

سپس با استفاده از اصل بهینه سازی می‌توانیم بنویسیم

$$R_n(x_n) = \min\left\{r_n(x_n, v_n) + R_{n+1}(x_{n+1})\right\}$$

$$(n = 0, 1, \ldots, 3N-1) \qquad (34)$$

واضح است که

$$R_{3N}(x_{3N}) = 0 \qquad (35)$$

به ازای $n = 3N-1$ داریم

$$R_{3N-1}(x_{3N-1}) = \min_{v_{3N-1} \in \Omega}\left[r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1}) + R_{3N}(x_{3N})\right]$$

$$= \min_{v_{3N-1} \in \Omega} r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1})$$
$$= r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1}) \qquad (36)$$

چون $r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1})$ مستقیماً به v_{3N-1} بستگی ندارد. همچنین r_{3N-2} و $r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1})$ به v_{3N-2} بستگی ندارند (x_{3N-2}, v_{3N-2}) لذا:

$$R_{3N-2}(x_{3N-2}) = \min_{v_{3N-2} \in \Omega} \{ r_{3N-2}(x_{3N-2}, v_{3N-2}) + R_{3N-1}(x_{3N-1}) \}$$
$$= r_{3N-2}(x_{3N-2}, v_{3N-2}) + r_{3N-1}(x_{3N-1}, v_{3N-1}).$$

(37)

حال باید تابع رابطه (34) را برای تعیین حالات در نظر بگیریم $n = 3N-3, 3N-4, \ldots, 1, 0$.
چون $R_{n+1}(x_{n+1})$ مستقیماً به v_n بستگی ندارد اپراتور مینیمم سازی در رابطه (34) ما را به مینیمم کردن تابع $r_n(x_n, v_n)$ نسبت به $v_n = (v_{1,n}, v_{2,n})$ سوق می دهد. این مینیمم زمانی رخ می دهد که مشتقات جزئی $r(x_n, v_n)$ نسبت به $v_{1,n}$ و $v_{2,n}$ بطور همزمان صفر شوند.

$$\frac{\partial r_n(x_n, v_n)}{\partial v_{1,n}} = 2c_6(y_n + c_6 v_{1,n} - c_7 v_{2,n}) = 0$$
$$\frac{\partial r_n(x_n, v_n)}{\partial v_{2,n}} = -2c_7(y_n + c_6 v_{1,n} - c_7 v_{2,n}) = 0$$

چون c_6 و c_7 مثبتند لذا:

$$y_n + c_6 v_{1,n} - c_7 v_{2,n} = 0$$

و یا بعد از حل کردن نسبت به $v_{2,n}$:

$$v_{2,n} = c_7^{-1}[y_n + c_6 v_{1,n}] \equiv \mathcal{L}_n(v_{1,n}) \qquad (38)$$

از سوی دیگر ما تابع تصمیم به صورت

$$v_{2,n} = \mathcal{D}(v_{1,n}) \qquad (39)$$

داریم، فرض می کنیم که منحنی های توابع $v_{2,n} = \mathcal{D}(v_1, n)$ و $v_{2,n} = \mathcal{L}_n(v_1, n)$ در $(\tilde{v}_{1,n}, \tilde{v}_{2,n}) = \tilde{v}_n$ تنها یک نقطه یکدیگر را قطع کنند مثلاً در نقطه $r_n(x_n, v_n)$ لذا سیستم خود را در $\tilde{v}_n$ بدست می آورد:

$$\min_{r_n} r_n(x_n, v_n) = r_n(x_n, \tilde{v}_n). \qquad (40)$$

باوجود این $\tilde{v}_n$ ممکن است یک فرمان کنترل مناسب و مجاز برای $t_n \le t \le t_{n+1}$ نباشد روشن است که $v_n^\circ = (v_{1,n}^\circ, v_{2,n}^\circ)$ مجاز خواهند بود درصورتی که:

$$v_{k,n}^\circ = \begin{cases} 0 & \text{if } \tilde{v}_{k,n} < 0 \\ \tilde{v}_{k,n} & \text{if } 0 \le \tilde{v}_{k,n} \le M_k \\ M_k & \text{if } \tilde{v}_{k,n} > M_k \end{cases} \qquad (41)$$
$$(k = 1, 2)$$

لذا با توجه به آنالیز فوق فرمان کنترل

$$v^\circ = v^\circ(t) = (v_{1,n}^\circ, v_{2,n}^\circ) \qquad t_n \le t \le t_{n+1}$$
$$(n = 0, 1, \ldots, 8N-3) \qquad (42)$$

مجاز است و پاسخ مسئله بهینه سازی ما در فضای گسسته ساخته شده می باشد. بدلیل هموار (Smoothness) معادله حالت رابطه (6) به ازای N بقدر کافی بزرگ $v^\circ(t)$ تقریب خوبی برای پاسخ مطلوب یعنی $v^*(t)$ مسئله اصلی می باشد.

تابع تصمیم گیری

درقسمتهای قبلی درمورد توابع تصمیم‌گیری $(v_2 = D(v_1)$ یا $v_1 = \bar{D}(v_2))$ مختصراً بحث کردیم و گفتیم که ازاین توابع به عنوان نمادی از عمل هدایت کنندگی مغز در زمانی که قرار است یک جفت ماهیچه متناظر با همدیگر کاری را انجام دهند استفاده می‌شود و پس از انتخاب میزان فعالیت یکی از ماهیچه‌ها میزان فعالیت بهینه دیگری با استفاده از این توابع بدست می‌آید. اما لازم است گفته شود که با وجود اینکه نتایج آزمایشی نسبتاً زیادی تاکنون ارائه شده لیکن شکل دقیق این توابع و بطورکلی نحوه تصمیم‌گیری هنوز شناخته نشده است. با وجود این برای بررسی کارآیی روش محاسباتی که دربخش قبل ارائه شد می‌توان با توجه به اطلاعات موجود حدسهایی درمورد تابع تصمیم گیری زده و روش را امتحان کرد. و ما دراینجا چند نمونه را مورد بررسی قرار می‌دهیم. فعلاً" توابع تصمیم گیری زیر را درنظر بگیرید:

$$v_2 = D(v_1) = M_2 - (M_2/M_1)\, v_1 \qquad (43)$$

و (۴۳)

$$v_2 = D(v_1) = M_2 - (1 - (v_1/M_1)^{1/2}) \qquad (44) \quad (۴۴)$$

درمورد ارزش فیزیولوژیکی این توابع دربخش بعدی بحث می‌کنیم. شکل این منحنی‌ها درشکل ۲ دیده می‌شود (به ازای M =50 ، M =100)
محل تقاطع این شکلهابا خط رابطه (۳۸) مقادیر مناسب V_1 و V_2 را در هر لحظه به ما می‌دهد. برای رابطه (43) داریم:

$$\hat{v}_{1,n} = M_1 (C_7 M_2 - y_n) / (C_6 M_1 + C_7 M_2) \qquad (۴۵)$$

$$\hat{v}_{2,n} = M_2 - (M_2/M_1)\, \hat{v}_{1,n}$$

وبرای 44

$$\hat{v}_{1,n} = [B \pm \sqrt{B^2 - \alpha\gamma}\,]^2 / \alpha^2 \qquad (۴۶)$$

$$\hat{v}_{2,n} = (C_6/C_7)\, \hat{v}_{1,n} + (y_n/C_7)$$

که در آن

$$\alpha = M_2/M_1 - C_6/C_7$$

$$B = M_2/\sqrt{M_1} \qquad (۴۷)$$

$$\gamma = M_2 - y_n/C_7$$

* شبیه سازی و نتیجه گیری

بمنظور شبیه سازی یک مجموعه استاندارد از پارامترها را مورد استفاده قرار می‌دهیم. این مقادیر از ماهیچه‌های اندام پایین گربه برداشته شده و از قرار زیر می‌باشد:

$$B_1 = B_2 = 40 \quad S.N/m \qquad K_{P_1} = 1760 \quad N/m$$
$$D = 0.5 \quad N.S/m \qquad M = 0.3\,Kg \quad Kg \qquad (48)$$
$$K_e = 647 \quad N/m \qquad K_{i2} = 2200 \quad N/m$$
$$K_{i_1} = 4400 \quad N/M \qquad K_{P2} = 880 \quad N/m$$

برای نمایش عدم تقارن دو ماهیچه موافق و مخالف جاذبه زمین، ضریب سختی ماهیچه ① دو برابر ماهیچه ② درنظر گرفته شده. همچنین فرم حرکت دلخواه انتخاب شده برای به حرکت درآوردن یک بار (شامل فنر و جرم و اصطکاک) از نقطه تعادل به نقطه‌ای که 2 Cm با نقطه تعادل فاصله دارد به شکل زیر درنظر گرفته شده است.

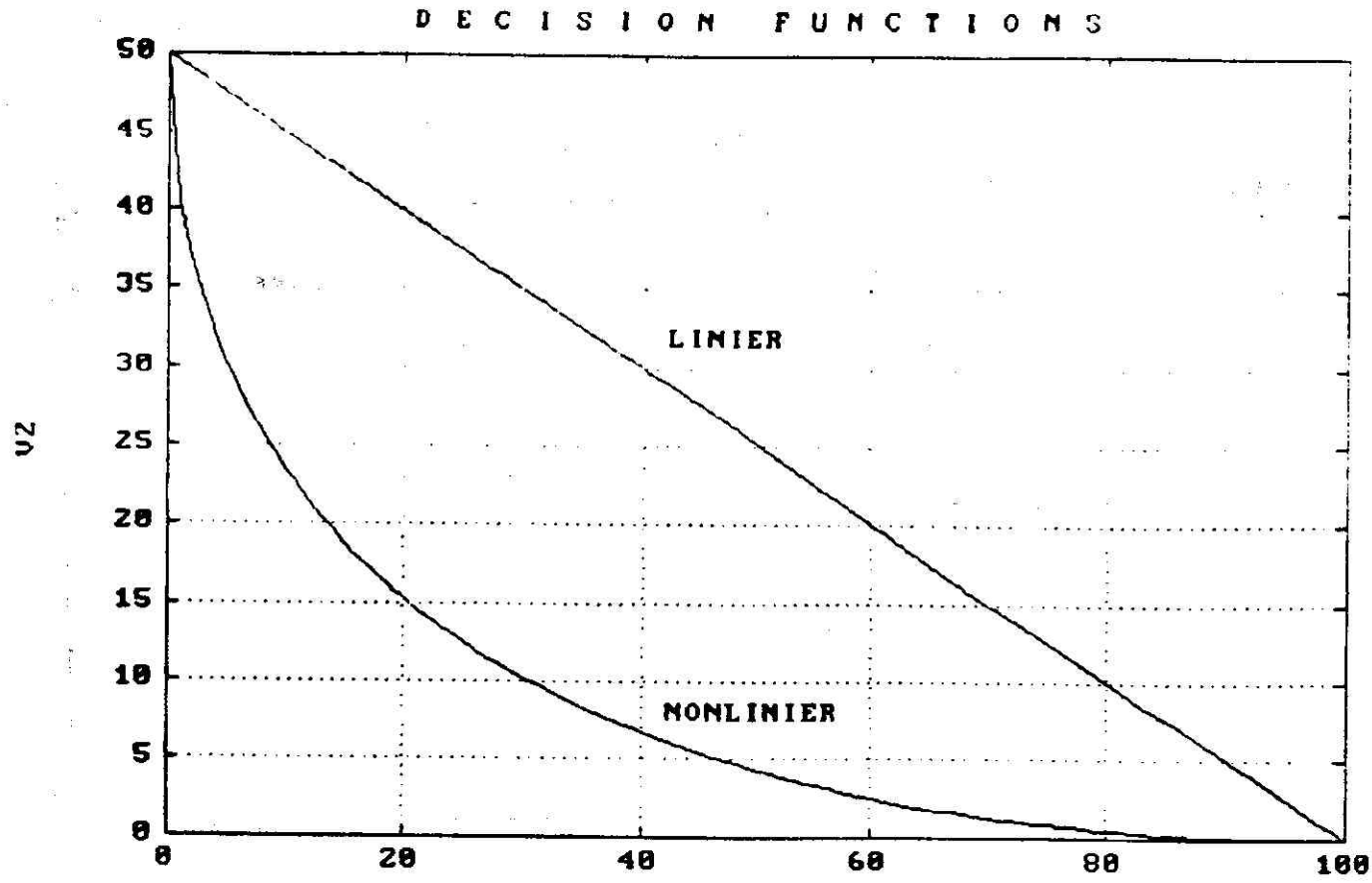
$$P(t) = 0.02\left\{\frac{1}{1+e^{2P(-10(t-0.5))}} - \frac{1}{1+e^{2P(5)}}\right\} \qquad (49)$$

این معادله بصورت خط توپر درشکل 3A نشان داده شده و دلیل انتخاب آن این است که بسیار شبیه نحوه حرکت مفاصل می‌باشد و در رنج وسیعی از انواع بارها نیز تقریباً ثابت می‌ماند. درشکل 3B نحوه تغییرات اپتیمم فعالیت ماهیچه‌های موافق و مخالف دیده می‌شوند که به ازای تابع تصمیم‌گیری (43) بدست آمده همچنین شکل 3C نتایج را به ازای تابع تصمیم‌گیری (44) نشان می‌دهد. درهرمورد حرکت محاسبه شده با توجه که V و V بدست آمده بر مسیر دلخواه منطبق می‌باشد. ا . چنانچه ملاحظه می‌شود، میزان فعالیت دو ماهیچه زمانی که تابع تصمیم غیرخطی انتخاب می‌شود کمتر از حالت خطی است و این بدلیل کاهش میزان همکاری دوماهیچه است.

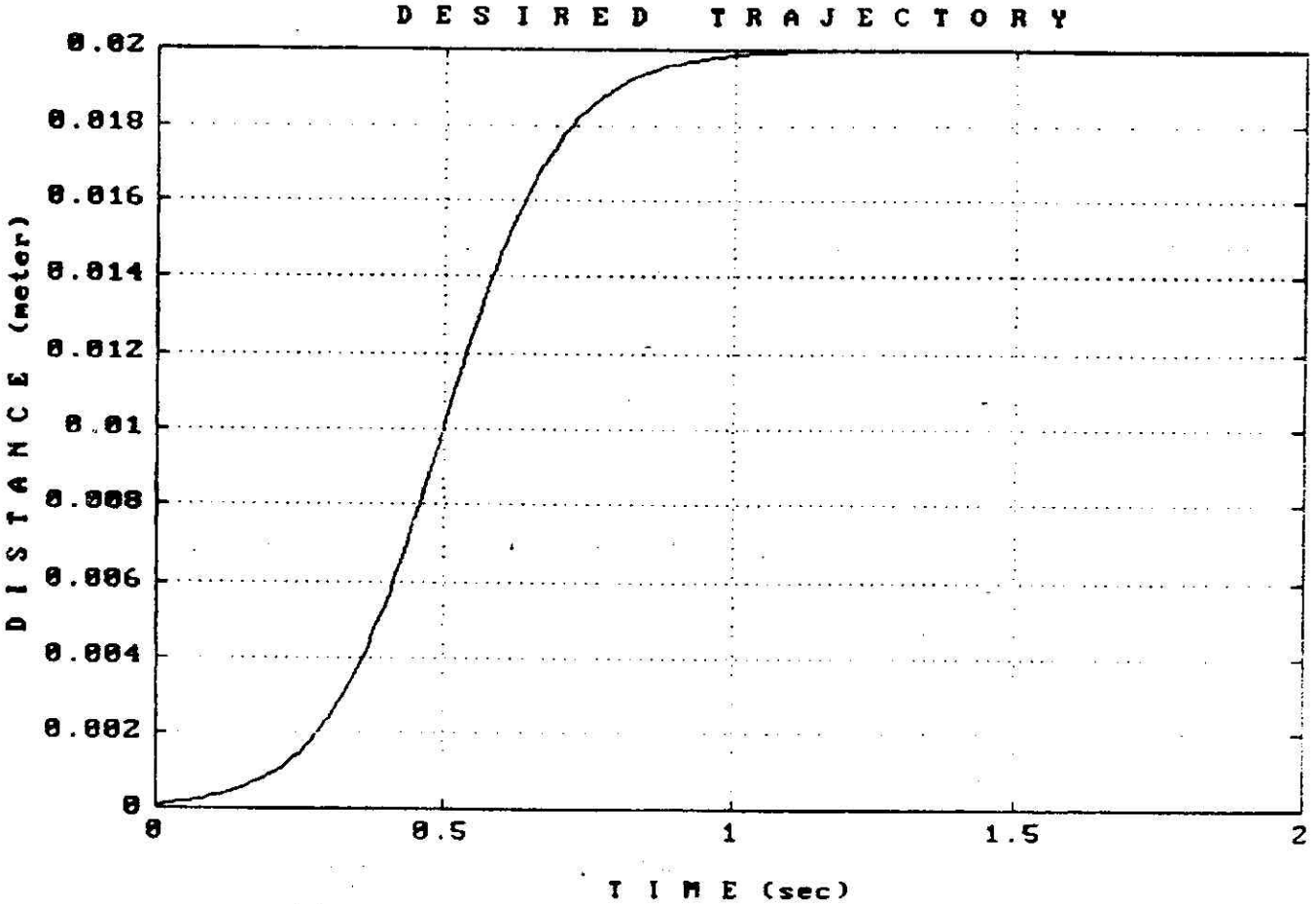
هرچه میزان همکاری دو ماهیچه کمتر باشد میزان انرژی متابولیک مورد نیاز کمتر خواهد بود لیکن چنانچه در ابتدای بحث گفتیم کاهش میزان همکاری دو عضله سختی مجموعه را کاهش می‌دهد و لذا درحضور عوامل مزاحم ممکن است پایداری مفصل بهم بخورد. بعداً این موضوع را بیشتر بررسی خواهیم کرد.

بعنوان مثالی دیگر تابع

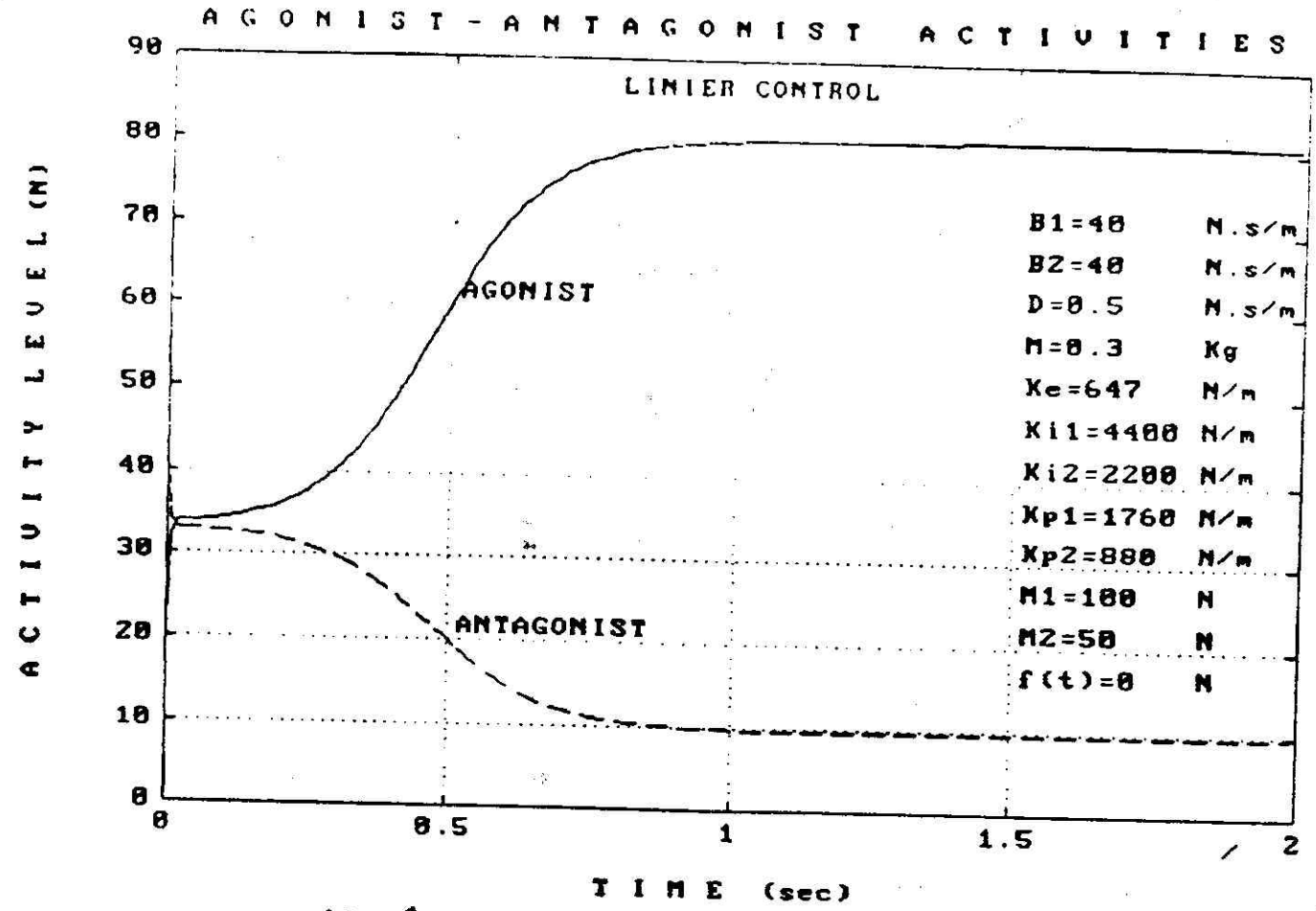
$$P(t) = 0.01\,Sin(\pi t/2)\left[1 - Cos(\pi/2 t)\right] \qquad (50)$$



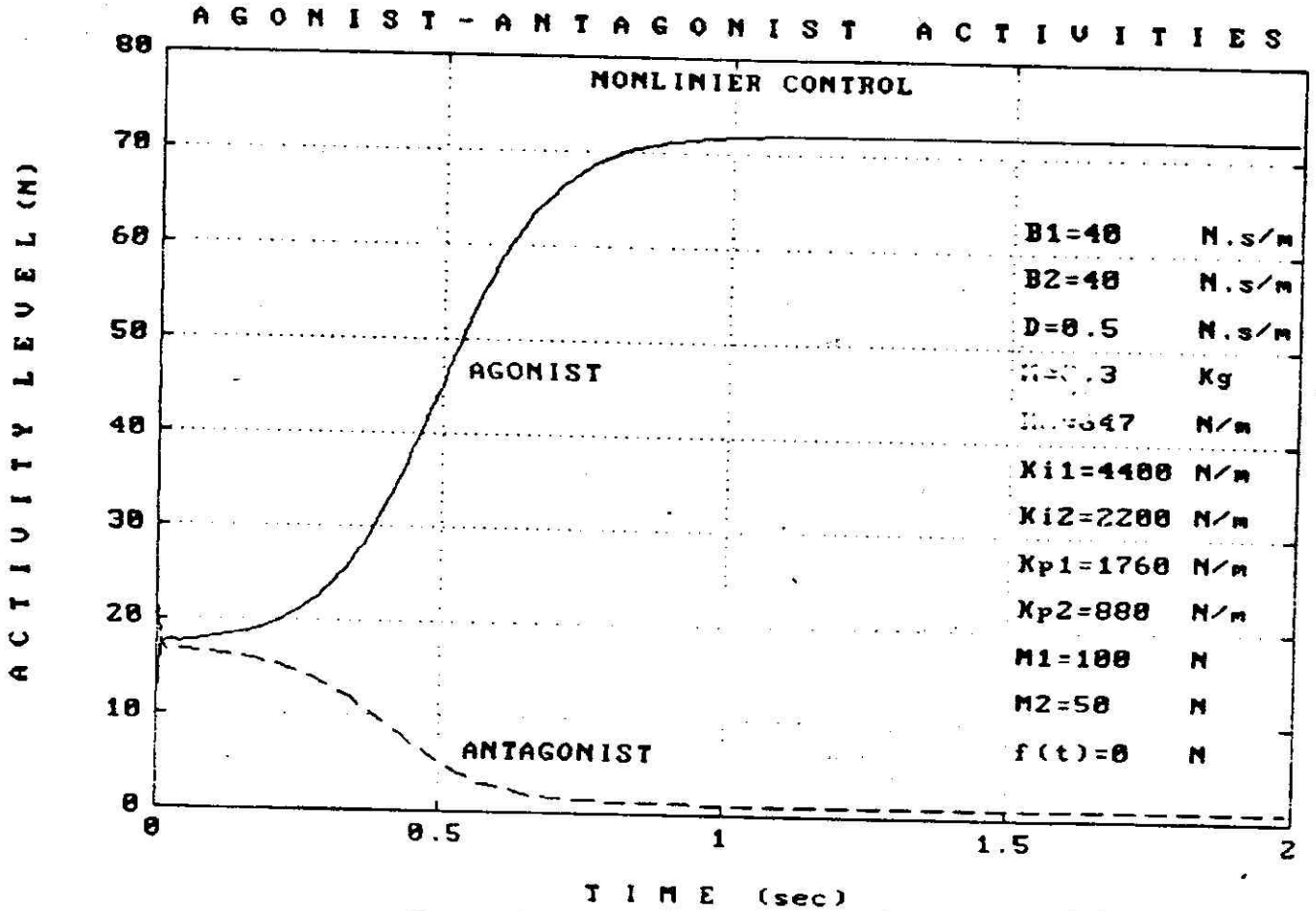
شکل ۹-۲ توابع تصمیم گیری



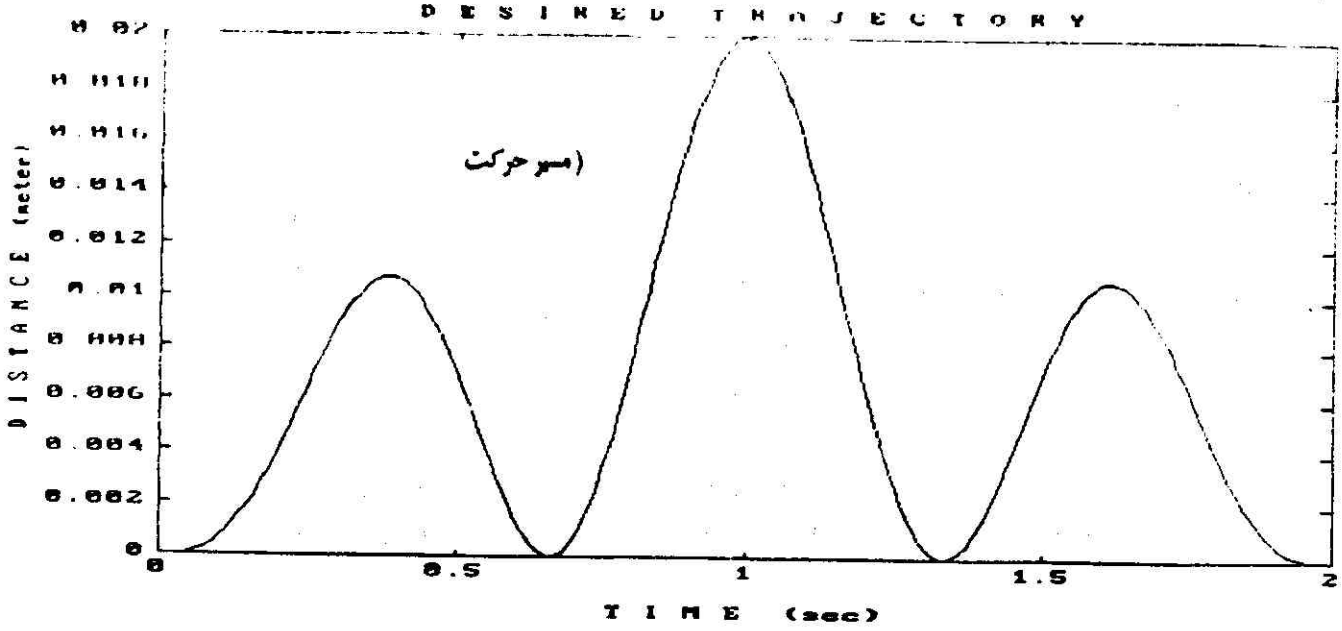
شکل ۹-۳-الف مسیر حرکت دلخواه از نقطه تعادل به نقطه‌ای با فاصله دو سانتیمتر از نقطه تعادل.

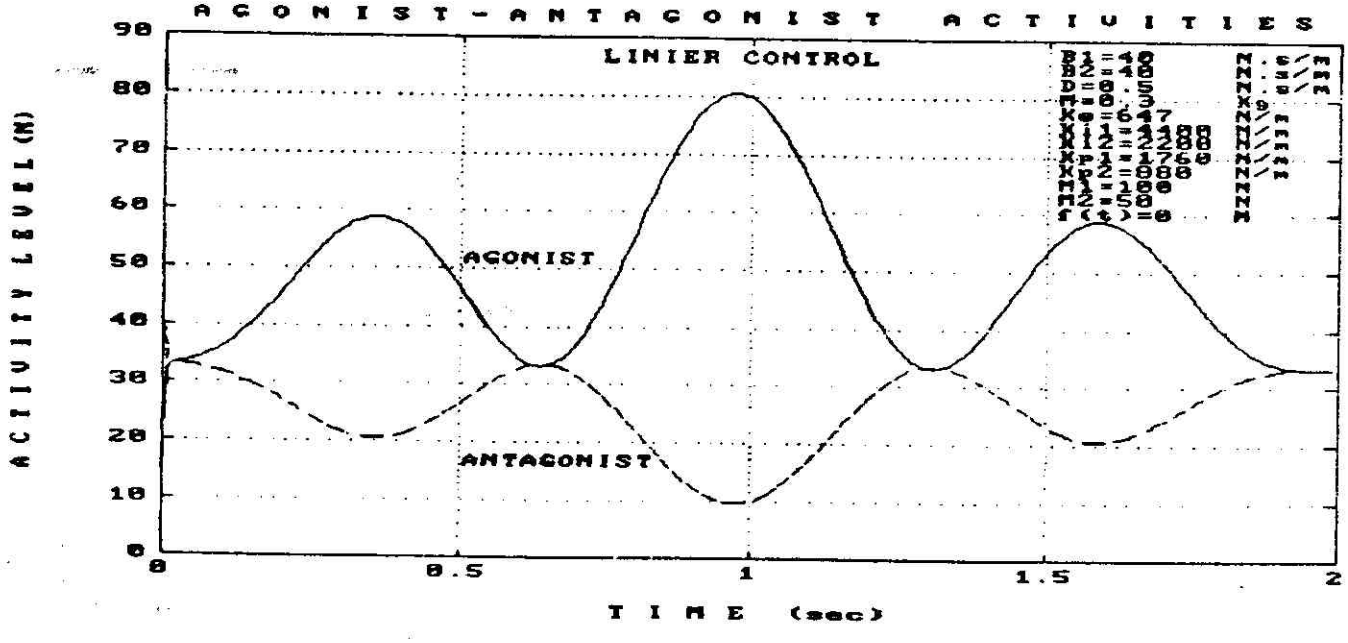


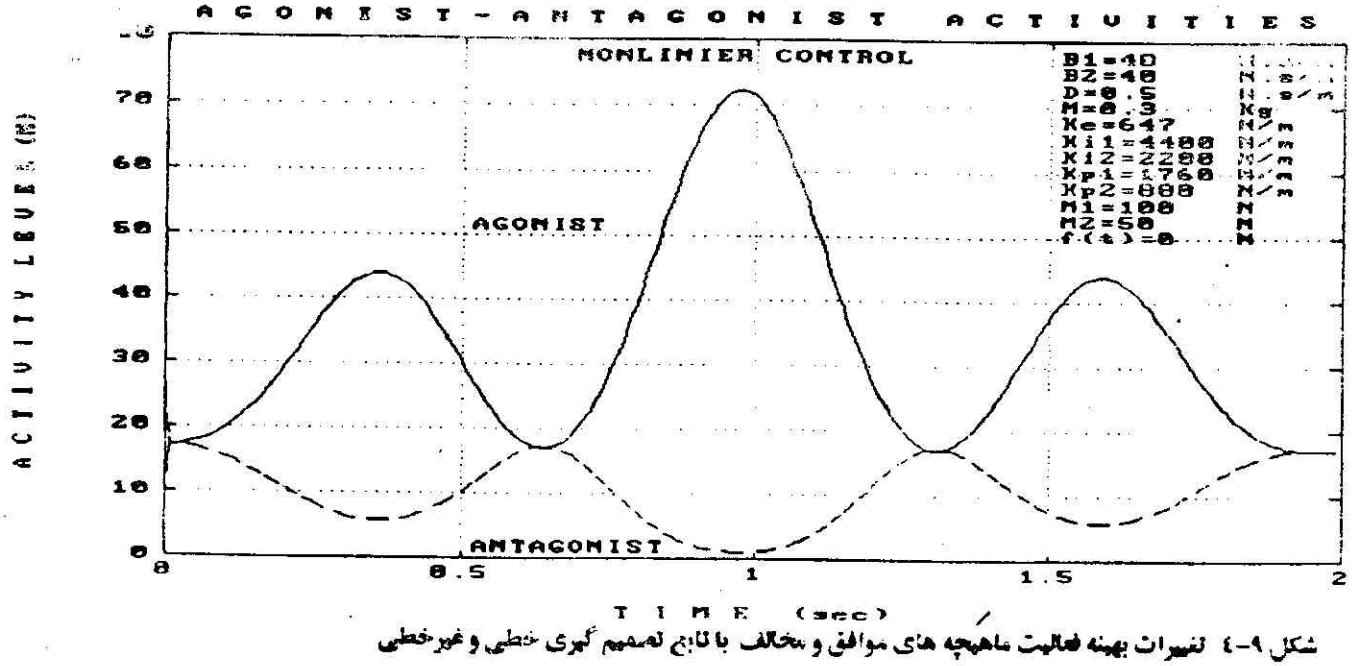
شکل ۹-۳-ب تغییرات بهینه فعالیت ماهیچه های موافق و مخالف با تابع تصمیم گیری خطی



شکل ۹-۳-ج تغییرات بهینه فعالیت ماهیچه های موافق و مخالف با تابع تصمیم گیری خطی



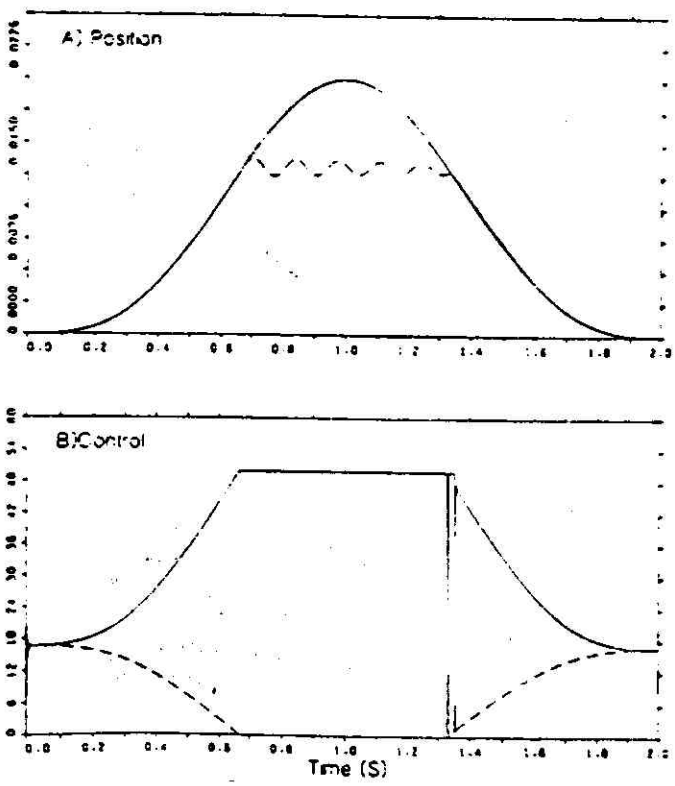




شکل ۹-٤ تغییرات بهینه فعالیت ماهیچه های موافق و مخالف با تابع تصمیم گیری خطی و غیرخطی

با σ = 3 و 10 بعنوان مسیر دلخواه حرکت انتخاب شدند و درهر مورد ملاحظه شد که مسیر محاسبه شده براین تابع منطبق می‌باشد و بعلاوه نحوه فعالیت دوعضله نیز دارای شکلی مشابه می‌باشند. نتایج مربوط درشکل۴ دیده می‌شود.

درشکل ۳ و۴ ماکزیمم فعالیت ماهیچه‌ها هرگز بوجود نیامد اثر اشباع درشکل ۵ دیده می‌شود که مشابه شکل ۴ است با این تفاوت که ماکزیمم فعالیت ممکن برای هر دوعضله نصف مقدار قبلی درنظر گرفته شده است. (M =50 , M =25) دراین حالت هر دوعضله به حالت اشباع رفته و رفتار محاسبه شده (خط نقطه چین درشکل ۵) نسبت به مسیر دلخواه متفاوت خواهد بود و یک نوسان میرارا ازخود نشان می‌دهد که احتمالا" یکی از مدهای طبیعی سیستم فنر- جرم- دمپر است.



شکل ۹-۵ موقعیت و فعالیت عضلانی با فعالیت حداکثر ۵۰ درصد

نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که با انتخاب یک تابع تصمیم درست می‌توان حرکاتی را محاسبه کرد که به واقعیات بیولوژیکی نزدیک باشند.

۹-۳) مدلهای سوئیچی و تناوب نوبتی (Intermittency)

با توجه به مطالب گفته شده درفصل ۷ و۸، دراین بخش به ارائه یک مدل کیفی سیستم کنترل حرکت برای انجام حرکات غیرقابل پیش‌بینی می‌پردازیم [ ]. این مدل برپایه اطلاعات فیزیولوژیک، نتایج آزمایشات عملی و فرضهای آزمون نشده استوار می‌باشد. درادامه بحث، بوسیله مجموعه‌ای از آزمایشات، نتایج حاصل از چهار نوع ورودی مختلف شامل ورودی غیرقابل پیش‌بینی (گذرای حلقه بسته و گذرای حلقه باز) و ورودی تصادفی (حلقه بسته) و ورودی قابل پیش‌بینی (حلقه بسته) ارائه می‌گردد.

توصیف مدل Stark:

این مدل که براساس اصل تناوب نوبتی (Intermittency) استوار است، درشکل (۶) ترسیم شده است. حال به بررسی هریک از اجزا آن می‌پردازیم:

۱- عضله (Muscle): که بعنوان Plant دراین سیستم کنترل عمل می‌کند.

۲- گشتاورTmax: این بلوک بیانگر ماکزیمم گشتاور قابل تحمل در ورودی ماهیچه است، گشتاوری است که اگر ورودی ماهیچه از آن بیشتر شود، ماهیچه پاره می‌شود و یا به آن صدمه وارد می‌شود. این متغیر (Tmax) توسط اندام گلژی تعیین می‌شود.

۳- بلوک تأخیر $e^{-\tau_d s}$: زمان تأخیر نرون α ازمحل نخاع تا ماهیچه را نشان می‌دهد.

۴- بلوک AMNC: از لحاظ مکانی در نخاع واقع شده و نشانگر محل سیناپس رفلکس I روی نرون α است.

۵- بلوک فیدبک عمقی-ذهنی (proprioceptive): که بیانگر عمل دوک عضلانی است.

۶- بلوک فیدبک بینائی: که اگر دینامیک چشم را در نظر نگیریم، یک مبدل وضعیت است ولی اگر دینامیک چشم را خصوصاً درحالت حرکت لحاظ کنیم، مدل پیچیده‌تری درنظر فیدبک حاصل می‌شود.

۷- تأخیر $e^{-\tau_d s}$: تأخیری است که از ارزیابی فیدبک چشمی θ_e درمغز حاصل می‌شود.

۸- $\frac{K_2}{K_1}s+1$: پیش فازی در مغز است که می‌تواند اثر تأخیرهای فوق را جبران و آینده θ_e را پیش‌بینی کند.

۹- تأخیر $e^{-\tau_d s}$:زمان هدایت پیام الکتریکی از مغز به محل سیناپس α با I_A درنخاع است.

۱۰- بلوک $\frac{K_2}{s}$:درمغز و یا مخچه است که باعث صفر شدن خطای ماندگار سیستم به ورودی شیب می‌باشد.

۱۱- بلوک Dead zone: اگر خطای بین فیدبک چشمی و برآورد مغز کم باشد. اصولاً" اصلاحی صورت نمی‌گیرد (ناحیه مرده)، ولی چنانچه خطا قابل

ملاحظه باشد، این بلوک، خروجی تناسبی حامل می‌کند. توجه شود که لزومی ندارد، فرم انتقال بصورت خطی باشد واین فرضی است که برای ساده‌تر شدن سیستم در نظر گرفته شده است.

درمورد اساس کار این سیستم، توجه شود که اصولا" در تئوری درمورد رابطه رفلکس و فرمان مغزی (همان رابطه α و γ) وجود دارد. گروهی معتقدند این دو همراه هم عمل نموده و بین آنها coactiva tion وجود دارد و گروه دوم معتقد به سوئیچ شدن وضعیت حرکت عضله بین این دو حالت هستند. یعنی در هر زمان یکی از ایندو فعال هستند. درحالت دوم زمان سوئیچ شدن بصورت adaptive و توسط مغز و مخچه تعیین می‌شود. یعنی زمان سوئیچ براساس سیگنال خطا درهرلحظه توسط CNS تعیین و به AMNC اعمال می‌شود.

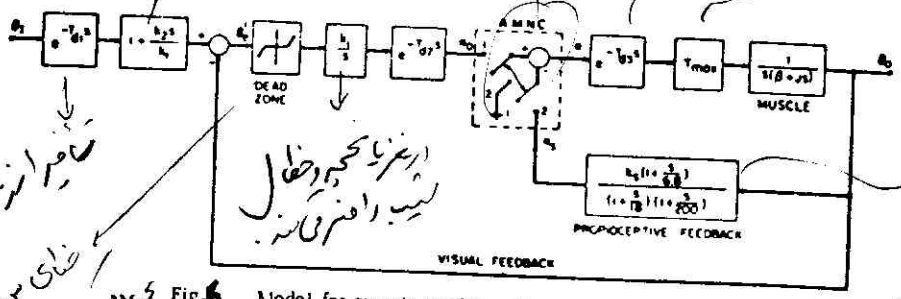


Fig. 6 Model for pursuit tracking of unpredictable inputs.

شکل ۹-۶ مدل تعقیب کنالی ورودی های غیر قابل پیش بینی Intermittency

نکته اساسی درمورد این مدل آن است که اصولا" نمی‌توان از این مدل به نتایج عملی قابل اعتمادی دست یافت و حتی احتمال ناپایداری این سیستم نیز وجود دارد. بدین جهت بایستی به این مدل بیشتر بصورت یک مدل کیفی نگاه کرد تا کمی. چند نکته ذیل برای درک عملکرد سیستم راهگشا می‌باشد:

الف) فیدبک چشمی و انتگرالگیر موجود درحلقه، یک سیستم کنترل موقعیت را بوجود می‌آورد.

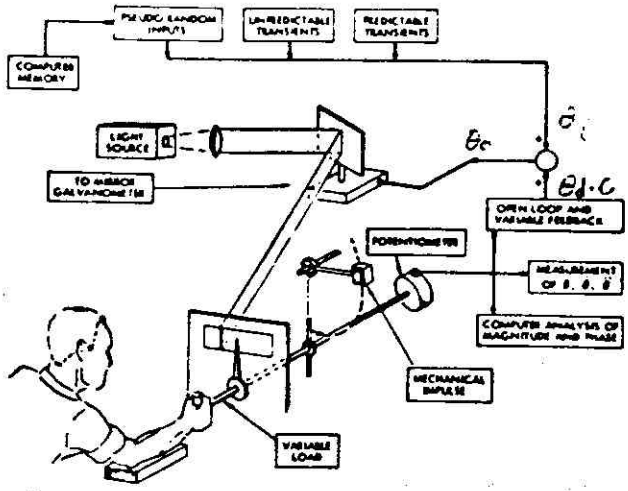
ب) فیدبک ناشی از دوک عضلانی نیز نوع دیگری از فیدبک در محدوده کوچکتری است.

ج) سوئیچ AMMC عامل تناوب نوبتی در سیستم است که عمل انتخاب بین حرکت اختیاری و رفلکس را انجام می‌دهد.

د) این سیستم لزوماً می‌بایست عناصری از سیستمهای بینائی، عصبی و عضلانی را شامل شود.

آزمایشات تجربی:

دراین آزمایشات از سیستم آزمایش شکل(۷) استفاده می‌شود که شامل یک شعاع نور برای نمایش پترن ورودی و یک دستگیره بسیار سبک برای تعقیب آن و عناصر جانبی برای تولید وتحلیل سیگنالها می‌باشد.



شکل ۹-۷ مجموعه آزمایشی جهت بررسی رفتار سیستم تعقیب کنایی در آزمایشات استارک.

شکل(۸) پاسخ سیستم به یک ایمپالس چشمی را نشان میدهد. درمنحنی‌های (a) تا (d) ایمپالس بصورت غیرقابل پیش‌بینی و در منحنی (e) بصورت قابل پیش‌بینی بوده است.

همچنین درشکل (۹) پاسخ ضربه سیستم به یک الیمپالس چشمی و یک ایمپالس مکانیکی نشان داده شده است. اگر این پاسخ را با پاسخ ضربه یک سیستم درجه دوم تطبیق دهیم. فرکانس طبیعی و ضریب میرائی بدست آمده درحال استراحت (۰.۱۵ ، ۳Hz) بوده و درحالت فشرده شده (۰.۲۵ ، ۵Hz) خواهد بود.

پاسخ پله سیستم نیز درشکل (۱۰) دیده می‌شود. زمان پاسخ از ۲۰۰ تا ۴۵۰ میلی‌ثانیه متغیر بوده و میزان بالازدگی و نوسانات بعد ازآن (۶ تا ۸ سیکل برثانیه) درهمه منحنی‌ها واضح است.

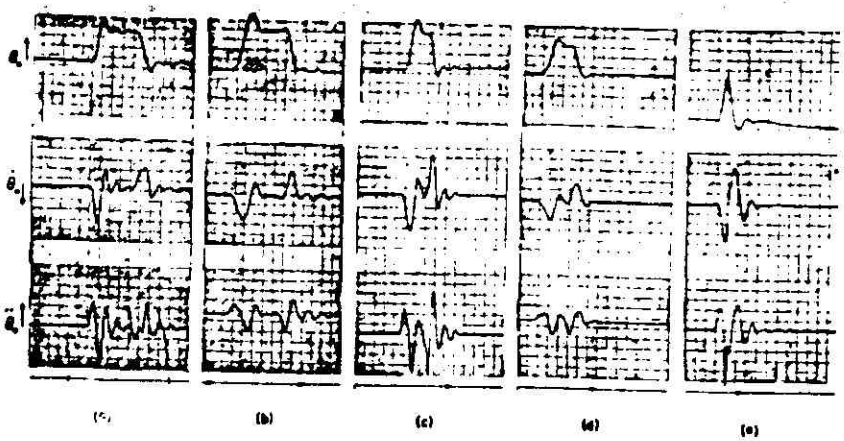


Fig. 8 Responses to pulse inputs: (a) 400-msec pulse; (b) 400-msec pulse, inertia and friction added to handle; (c) 100-msec pulse; (d) 100-msec pulse, inertia and friction added to handle.

شکل ۹–۸ پاسخ به ورودی پالسی غیر قابل پیش بینی (a-d) و قابل پیش بینی (e) ، با مدت زمان پالس متفاوت

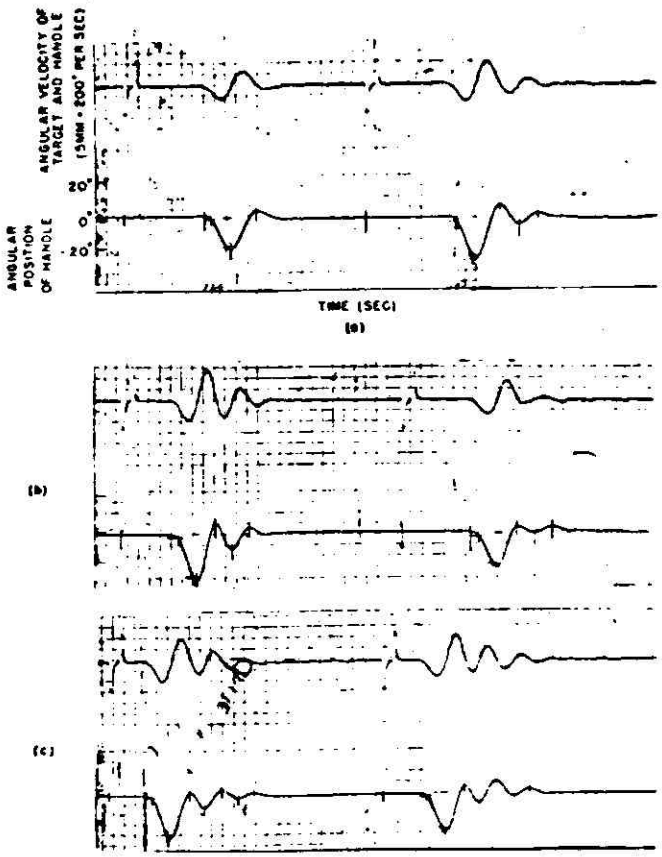


Fig. 9 Visual impulse responses with velocity indicated: (a) relaxed condition; (b) moderately tense condition; (c) very tense condition.

شکل ۹–۹ پاسخ به ایمپالس های چشمی (باریک و با دامنه ۲۰ درجه)

شکل (۱۱) نیز زاویه خروجی، سرعت وشتاب حاصل برای حالات قابل پیش بینی و غیرقابل پیش بینی را نشان می‌دهد. درمنحنی سرعت، درانتهای پاسخ نوسانات میرائی ظاهر می‌شود که درحالت قابل پیش بینی از دامنه و دوام کمتری برخوردار است. درمنحنی شتاب نیز، در انتهای پاسخ یالسهائی متناوبی وجود دارد که بازهم درحالت پیش بینی شده این نوسانات کمتر است.

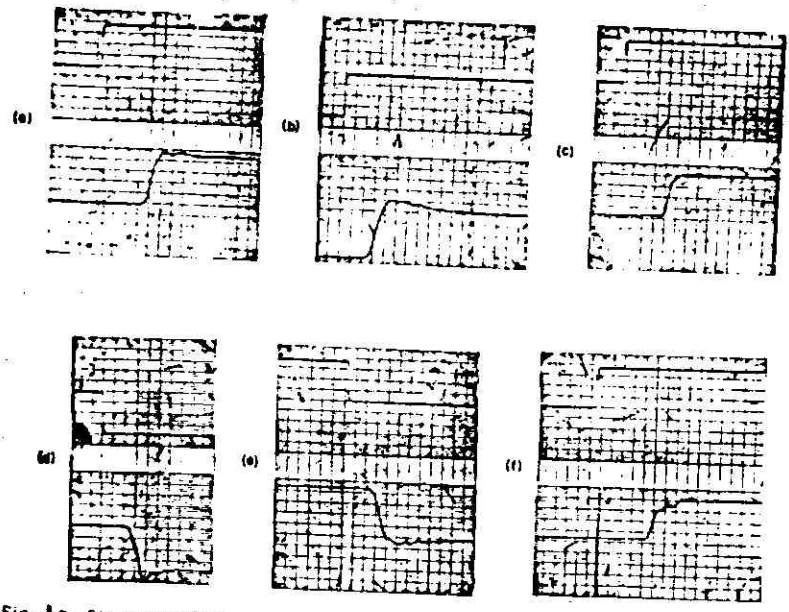


Fig. 10 Six types of step response: (a) 11 cases out of 40; (b) 7 cases; (c) 7 cases; (d) 5 cases; (e) 5 cases; (f) 3 cases. Size of steps: 20°. Time scale: 100 msec/large division.

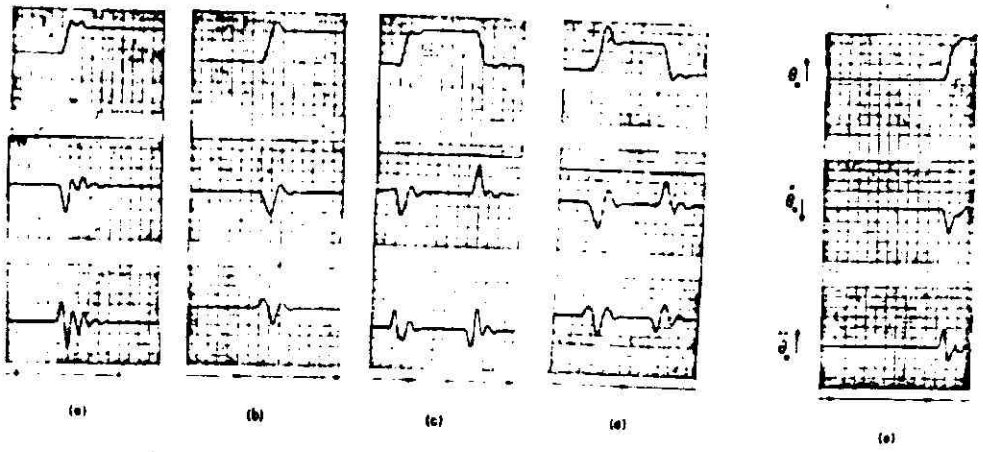
شکل ۹-۱۰ پاسخ ها به پله های چشمی غیر قابل پیش بینی

اما اثر «تناوب نوبتی» را می‌توان براحتی درپاسخ سیستم در ورودی ramp مشاهده نمود. شکلهای (۱۲) ، (۱۳) ، (۱۴) و (۱۵) پاسخ سیستم به ورودی ramp درحالات مختلف (با درنظر اثر بارگذاری، بدون درنظر گرفتن اثر بارگذاری، درحالت قابل پیش بینی، درحالت غیرقابل پیش بینی) را نشان می‌دهد. شیب این ورودیها در منحنی‌های شکل (۱۲) و (۱۳) از $۲۵ \frac{deg}{sec}$ تا ۱/۵ متغیر است. اثر dead zone تنها در شیبهای بسیار آهسته قابل ملاحظه می‌باشد.

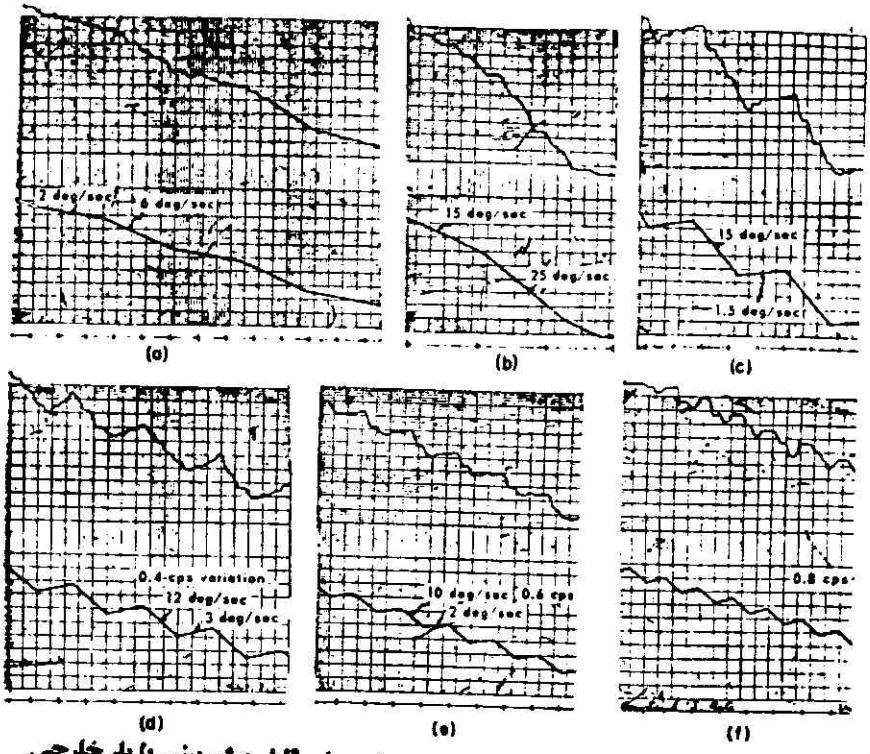
شکل (۱۶) نیز میزان افزایش سرعت خروجی برحسب شیب ورودی ramp را نشان میدهد. با این وجود شکل پرشهای موجود حکایت از یک سیستم تعقیب کننده سرعت ندارد.

شکل (۱۷) میزان پرشها برحسب شیب ورودی را نشان می‌دهد که دارای رابطه کاملا" خطی می‌باشد.

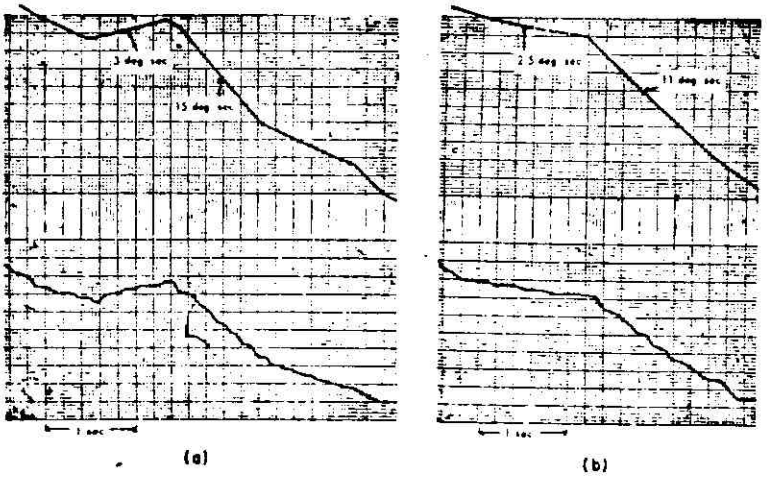
همچنین نرخ تکرار پرشها در محدوده وسیعی از شیب ورودی، چیزی حدود ۲۰۵ است.



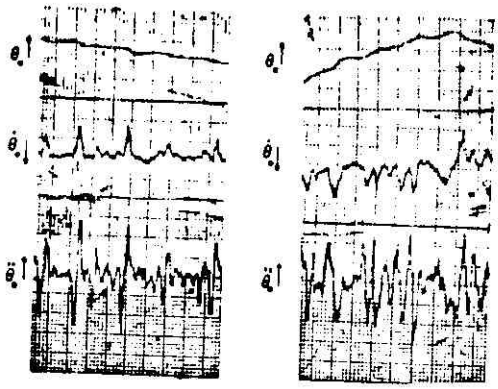
شکل ۹-۱۱ پاسخ های پله غیر قابل پیش بینی (a-b) ، غیر قابل پیش بینی با وجود بار(c-d) و قابل پیش بینی



شکل ۹-۱۲ پاسخ به ورودی شیب غیر قابل پیش بینی با بار خارجی



شکل ۹-۱۳ پاسخ به ورودی شیب غیر قابل پیش بینی



شکل ۹-۱۴ پاسخ متغیر های طول ، سرعت و شتاب به شهب غیر قابل پیش بینی

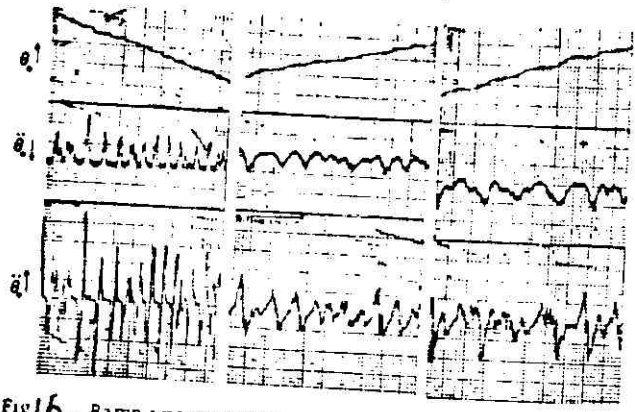
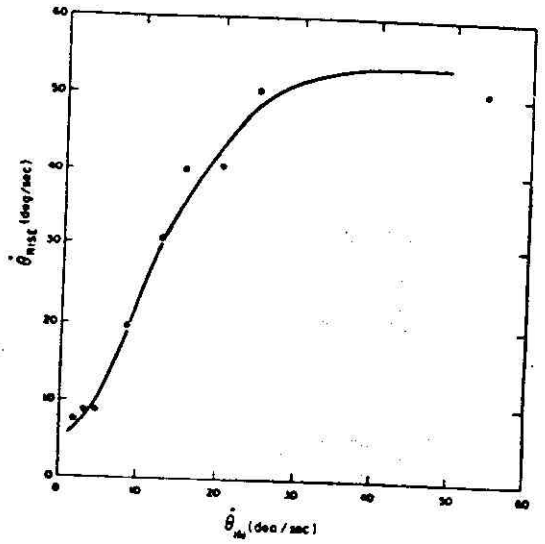
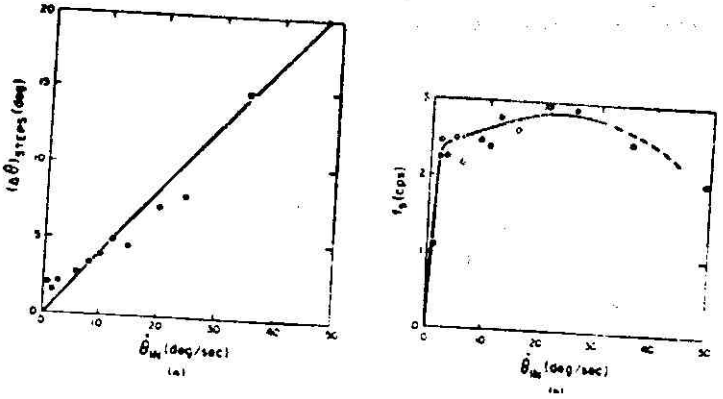


Fig 15. Ramp responses with output velocity and acceleration indicated. Loaded handle. Time scale: 200 msec/large division.

۱۵ پاسخ متغیر های طول ، سرعت و شتاب به شهب غیر قابل پیش بینی



شکل ۹-۱۶ میزان افزایش سرعت خروجی به شهب ورودی



شکل ۹-۱۷ تعداد تناوب نوبتی به سرعت ورودی شهب

دامنه و زمان پرشها به میزان آسودگی یا سختی ماهیچه بستگی دارد که درشکل (۱۸) دیده می‌شود.

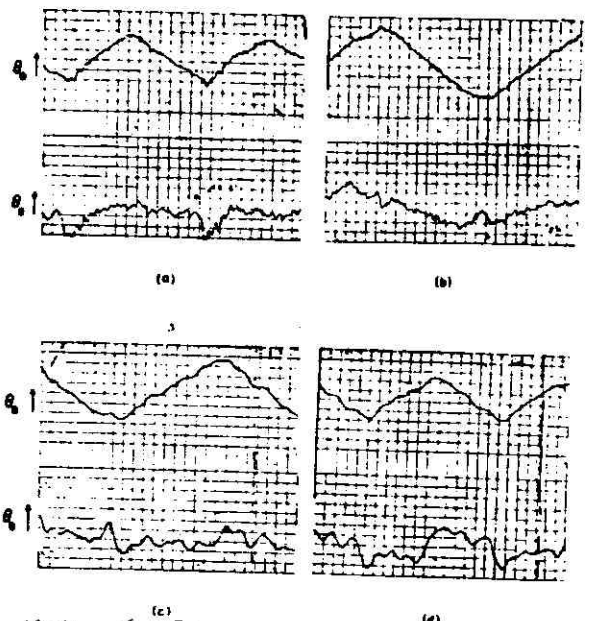
حلقه باز و حالت فیدبک متغیر:

بررسی حلقه باز یک سیستم روشی مناسب برای اندازه‌گیری درجه سیستم و تعیین پاسخهای مناسب در فرکانسهای پایین می‌باشد. اگر θ_i ورودی θ_d خروجی دست و θ_o خروجی سیستم باشند داریم: شکل (۷)

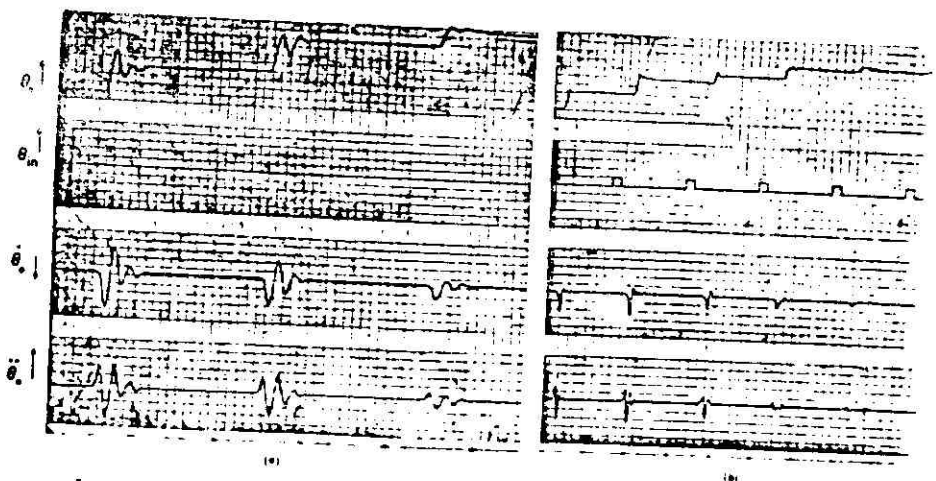
$$\theta_d = \theta_i + G\,\theta_e$$

$$\theta_e = \theta_d - \theta_o = \theta_d\left(\frac{G-1}{G}\right) + \frac{\theta_i}{G}$$

دراین حالت از ورودی پالس وپله استفاده می‌کنیم ■ ومنحنی‌های شکل (۱۹) حاصل می‌شود.



شکل ۹-۱۸ خروجی و خطا خروجی به ورودی شیب در شرایط آسودگی و یا سفتی ماهیچه



شکل ۹-۱۹ پاسخ در حلقه باز به پله ی ۱۰۰ (a) و ۲۰۰ میلی ثانیه (b)

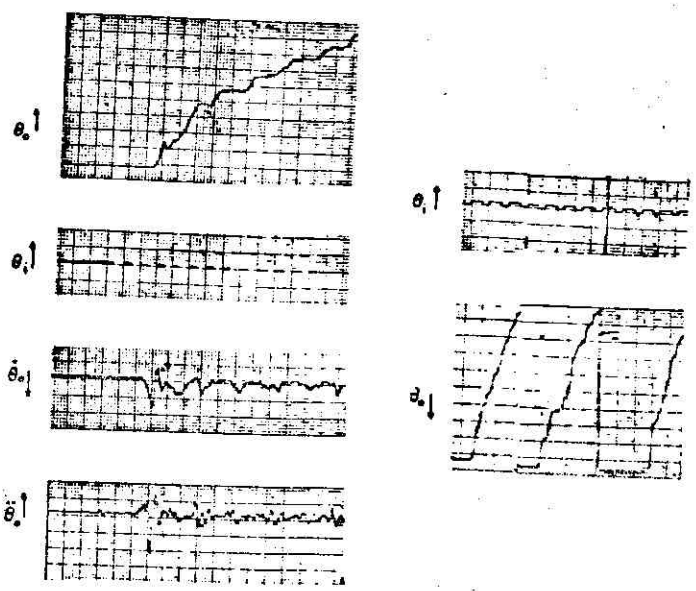
نکاتی که دراین شکل دیده می‌شود عبارتند از:

۱- پاسخ پله بطور کامل شبیه پاسخ سیستم حلقه بسته می‌باشد.

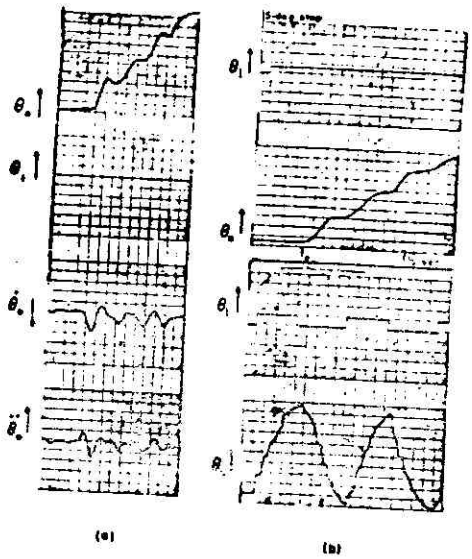
۲- اگر چه دامنه تصحیح‌های اولیه بزرگتر شده‌اند ولی همچنان با دامنه پالس اعمالی متناسب می‌باشند.

۳- مقادیرنهائی متناسب باسطح پالس بوده و پس ازنوسانات هم‌فرکانس با نوسانات حالت حلقه بسته بدست آمده‌اند.

درشکل (۲۰) از ورودی پله برای بررسی حلقه باز استفاده شده است. که پاسخ دراین حالت بصورت مجموعه پله پله از پاسخها با نرخ ۴ تا ۵ پله درثانیه است. و منحنی‌های شکل (۲۱) بنحو جالبی این مشاهدات را به یکدیگر مربوط می‌سازد. دراین حالت ورودیها، پالسهای مثبت تکراری با نرخ تکرار ۴ تا ۵ سیکل بر ثانیه است که انتگرال آنها یک تابع شیب نمونه‌برداری شده با نرخ نمونه‌برداری ۳ سیکل برثانیه می‌باشند دراین حالت نیز پاسخ حلقه بسته با پاسخ حلقه باز شباهت زیادی باهم دارند. تا به حال برای حالت حلقه بازG=1 فرض شد. درشکل (۲۲) پاسخ سیستم برای مقادیرGمختلفی رسم شده است که درشکل (a) و (b) ورودی بصورت پالس و درشکل (c) و (d) ورودی بصورت پله اعمال شده است.



شکل ۹-۲۱ پاسخ مدار باز به پالس تکراری



شکل ۹-۲۰ پاسخ مدار باز به پله

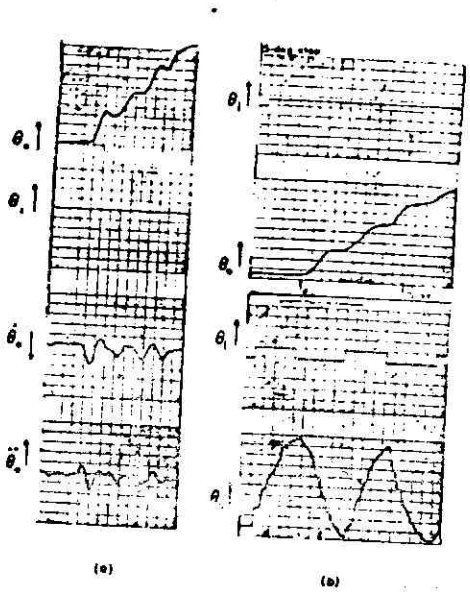
نکاتی که دراین شکل دیده می‌شود عبارتند از:

۱- پاسخ پله بطور کامل شبیه پاسخ سیستم حلقه بسته می‌باشد.

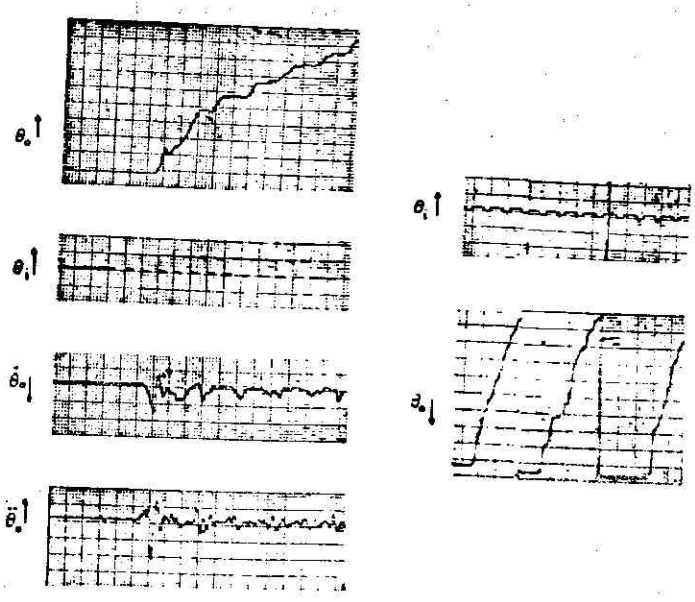
۲- اگر چه دامنه تصحیح‌های اولیه بزرگتر شده‌اند ولی همچنان با دامنه پالس اعمالی متناسب می‌باشند.

۳- مقادیرنهائی متناسب باسطح پالس بوده و پس ازنوسانات هم‌فرکانس با نوسانات حالت حلقه بسته بدست آمده‌اند.

درشکل (۲۰) از ورودی پله برای بررسی حلقه باز استفاده شده است. که پاسخ دراین حالت بصورت مجموعه پله پله از پاسخها با نرخ ۴ تا ۵ پله درثانیه است. و منحنی‌های شکل (۲۱) بنحو جالبی این مشاهدات را به یکدیگر مربوط می‌سازد. دراین حالت ورودیها، پالسهای مثبت تکراری با نرخ تکرار ۴ تا ۵ سیکل بر ثانیه است که انتگرال آنها یک تابع شیب نمونه‌برداری شده با نرخ نمونه‌برداری ۳ سیکل برثانیه می‌باشند دراین حالت نیز پاسخ حلقه بسته با پاسخ حلقه باز شباهت زیادی باهم دارند. تا به حال برای حالت حلقه بازG=1 فرض شد. درشکل (۲۲) پاسخ سیستم برای مقادیرGمختلفی رسم شده است که درشکل (a) و (b) ورودی بصورت پالس و درشکل (c) و (d) ورودی بصورت پله اعمال شده است.



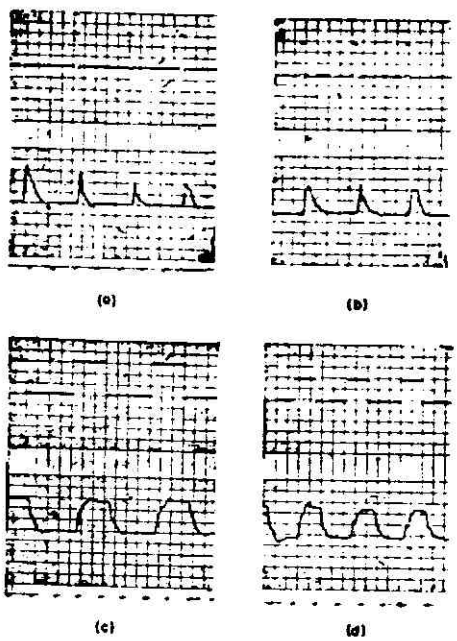
شکل ۹-۲۰ پاسخ مدار باز به پله



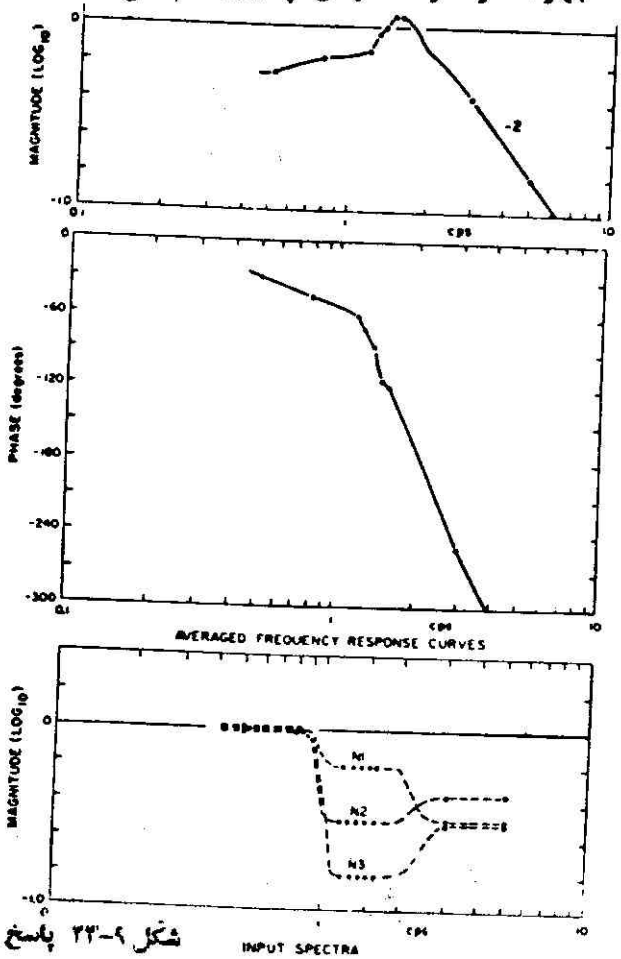
شکل ۹-۲۱ پاسخ مدار باز به پالس تکراری

شکل (۲۳) پاسخ سیستم به ورودی پیوسته تصادفی را نشان می‌دهد. دراین شکل طیف ورودی و بهره و فاز پاسخ نشان داده شده است که حاوی فرکانسهای بالا نیز می‌باشد. چند نکته دراین شکل قابل توجه است:

۱- منحنی بهره و فاز حول فرکانس ۱/۵ پیک دارد.
۲- پاسخ در فرکانسهای بالا کاهش می‌یابد.
۳- بهره در فرکانسهای بالاتر از ۰/۵ هرتز افزایش می‌یابد.
۴- بهره در فرکانسهای پایین کم می‌باشد.



شکل ۹-۲۲ پاسخ پالس در سیستم تعقیب کنایی و پاسخ پله با فیدبک ۱/۲ و ۲/۳



شکل ۹-۲۳ پاسخ فرکانس و فاز در تعقیب ورودی پیوسته تصادفی.

برای ورودی قابل پیش بینی (سینوسی تک فرکانس) دامنه و فاز پاسخ فرکانسی حلقه بسته درشکل (۲۳) نشان داده شده که باتوجه به وجود پیش بینی کننده e^{TS} تابع تبدیل سیستم بصورت زیر قابل تخمین می‌باشد.

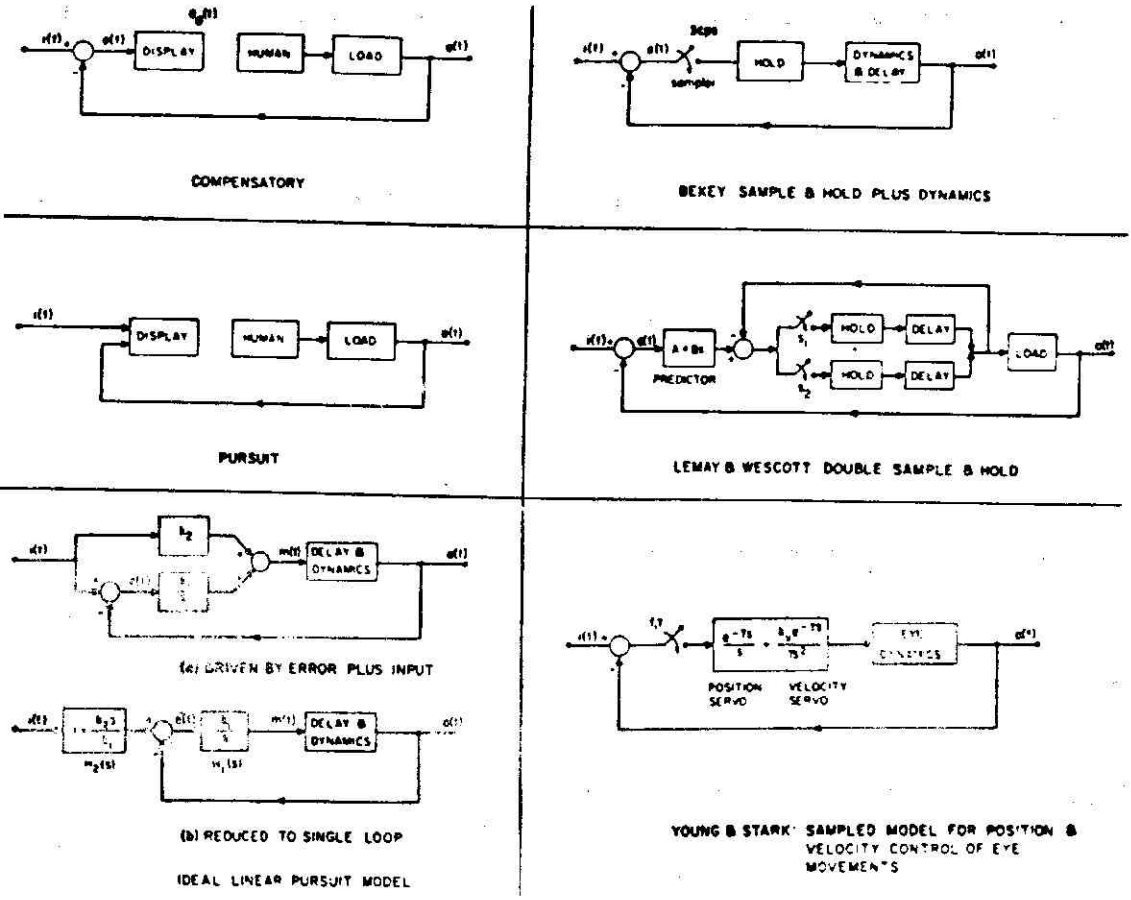
$$F(S) = \frac{e^{0.1S}}{(1+0.13S)(1+0.05S)(1+0.1bS+0.0c2S^2)}$$

با توجه به آزمایشات انجام شده نتایج کلی زیر حاصل می‌شود:

الف) برای هرنوع ورودی پله مقدار نهائی خطا صفر است. که برای اینکار وجود یک انتگرالگیر بصورت K/S درحلقه ضروری است.

ب) پاسخ حلقه باز نیز بوضوح نشان دهنده وجود انتگرالگیر می‌باشد

زیرا به ورودی پله پاسخ ramp می‌دهد و پاسخ ضربه آن نیز step است.
ج) شخص قادر به تعقیب ورودی ramp نمی‌باشد و وقتی ramp غیرقابل پیش بینی باشد خطا به سمت صفر نمی‌رود.
دراینجا به بررسی خصوصیات مدلهای قبلی و مدل ارائه شده دراین بخش می‌پردازیم. شکل (۲۴) مدلهای ارائه شده قبلی را بصورت شماتیک نشان می‌دهد.
a) در دنبال کننده جبرانی خطا تنها اطلاعی است که توسط انسان دریافت می‌شود.
b) در دنبال کننده porsuit هم ورودی و هم خروجی دریافت می‌گردد.
c) در مدل ایده‌آل pursuit خطی که یک سیستم کنترل موقعیت است و یک انتگراتور در حلقه آن وجود دارد روابط زیر برقرار است:



شکل ۹-۲۴ انواع مدل های تعقب کنایی دست

$$m(t) = \theta_{acc} = K_2\theta_i + K_1\int \theta_e\, dt$$

$$e'(t) = \theta'_e = \frac{1}{K_1}\frac{dm}{dt}$$

d) Bckey یک المان Sample & hold به مدل جبران سازی اضافه نمود، که پیک‌های نادر در پاسخ فرکانسی را توجیه می‌نمود ولی اورشوت درپاسخ پله را توجیه نمی‌نمود.

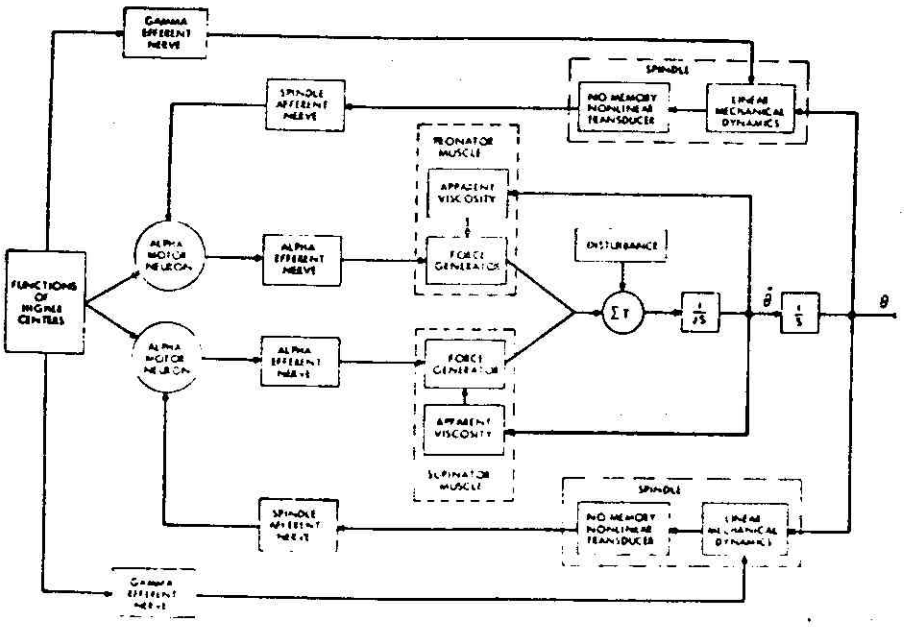
e) Westcott & cemay با پاسخ پله شروع نموده و مدلی ارائه نمودند که شامل نمایش بازو بصورت یک ریزی خالص بود و یک سیستم نمونه‌برداری برای تولید پاسخ پله برای فواصل ثابت و نیروهای قابل تنظیم بوده که از نظر زمانی بهینه بود. یک predictor نیز به مدار اضافه شد تا مدل بر پاسخهای سیگنال تصادفی تجربی منطبق شود.

f) مدل yonng & stark نیز یک مدل کنترل موقعیت و سرعت برای حرکات چشم می‌باشد که دو عامل و درحلقه این نقش را برعهده دارد و دینامیک چشم نیز در نظر گرفته شده است.

بطوریکه درشکل (۲۴) گفته شد، درمدل ارائه شده دراین بخش، بلوک $\frac{K_1}{S}$ و تأخیر T_{d_1} از CNS ناشی می‌شود. تأخیر T_{d_1} مربوط به دریافت Perception می‌باشد. ناحیه مرده موجود از نتایج تجربی حاصل شده که نشان می‌دهد که خطاهای خیلی کوچک را نمی‌توان تصحیح کرد. المان intermittent نیز تأخیری به اندازه $\frac{T_s}{2}$ بهمراه دارد. باتوجه به عوامل شناخته شده فیزیولوژیک تأخیر کل بصورت زیر می‌باشد:

$$T_{d_1} + T_{s/2} + T_{d_2} + T_{d_3} = 40 + 165 + 15 + 30 = 250 \text{ ms}$$

اگر دراین مدل از intermittency صرفنظر کنیم، اثرات تأخیر و دینامیک سیستم بوسیله معادلات زیرقابل بیان است:



شکل ۹-۲۵ مدل کلی سیستم هماهنگی حرکت.

$$\theta_d = \theta_i(s) - G\,\theta(s)$$

$$\theta_e = \theta_d(s) - \theta_c(s)$$

$$\theta_c(s) = K_2\theta_d(s) + \frac{K_1}{s}\theta_e(s)$$

$$\frac{\theta_o}{\theta_i}(s) = \frac{1}{1-G}\;\frac{1+s\,K_2/K_1}{1+s\,\frac{1-K_2G}{(1-G)K_1}}$$

if $G=1$: $\quad \frac{\theta_o}{\theta_i}(s) = \frac{K_1}{s(1-K_2)}\left(1+s\frac{K_2}{K_1}\right)$

if $G\neq 1$ & $K_2=0$: $\quad \frac{\theta_o}{\theta_i}(s) = \frac{K_1}{K_1(1-G)+s}$

if $G=1$ $\quad K_2=0$: $\quad \frac{\theta_o}{\theta_i}(s) = \frac{K_1}{s}$

ازطرفی باتوجه به یاننده های نیزیولوژیکی می توان عوامل موای حرکات دست مطابق شکل ۲۵ ارائه کرد.

لوپ بینائی و ورودیهای خارجی دراین مدل نمایش داده نشده است. درهر زمان تنها یکی از دو عضله مقابل فعال می‌باشد. اگر ضریب تحریک را بعنوان کسری از سطح مقاطع عضله که اکتیو است تعریف می‌کنیم، بنابراین گشتاور اعمالی برابر است با

فرمانهای حرکتی از طریق نرون α به عضله منتقل می‌شود و رفلکس کششی نیز بوسیله دوک عضلانی ایجاد می‌شود که توسط نرونهای γ کنترل می‌گردد. تابع تبدیل عضلات را بصورت بلوک خطی $\frac{\theta}{\alpha} = T_{max}/J(B+K)$ می‌توان درنظر گرفت. دوک عضلانی یک المان فیدبک موقعیت است که بطور موازی با عضلات قرار گرفته است. که پاسخ آن شدید خطی است اما تابع تبدیل تقریبی زیر توسط HOOK برای سیگنالهای کوچک بدست آمده است.

$$\frac{\alpha_s(s)}{\theta(s)} = \frac{k_s\left(1+\frac{s}{6.8}\right)}{\left(1+\frac{s}{18}\right)\left(1-\frac{s}{2\pi}\right)}$$

درمدل ارائه شده تناوب بین کنترل رفلکسی و ارادی درمسیر α یک اصل لازم است. درحرکات ارادی، فرمان بوسیله مراکز عصبی بالاتر preprogram شده و نقش دوک عضلانی کاهش می‌یابد و سیستم بصورت حلقه باز با گین زیاد و میرائی کم درطی یک دوره زمانی حدود ۱۰۰ میلی‌ثانیه عمل می‌کند. سپس دوک عضلانی مسیر رفت α را کنترل می‌کند و γ می‌تواند دریک step جدید تغییر کند. اگر خطائی وجود داشته باشد تصحیح جدیدی صورت می‌گیرد و این کار به میزان ۳ بار در ثانیه تکرار می‌شود.

ضرایب شایستگی زیر می‌تواند تعریف شود که دران F زیاد نشان دهنده گین کم و پایداری کم است و L زیاد به معنی گین بالا است.

* مدل Ramos

دراین بخش یک مدل از کنترل رفلکسی درحرکات ارادی ارائه می‌شود که درآن با توجه به سیگنال سه مرحله‌ای EMG، استراتژیهای مختلفی برای کنترل حرکت و نقش CNS و دوک عضلانی درهرمرحله معرفی می‌گردد. خواهیم دید که برای کنترل سریع و دقیق حرکت یک سیگنال سه‌مرحله‌ای پیش برنامه‌ریزی شده شامل فیدبکهای مناسب بافتی لازم است.

نتایج رفتار هر استراتژی با نتایج تجربی EMG، سرعت، موقعیت، شتاب و میزان فعالیت عضلات مقابل درحرکت افقی و سریع و هدف‌دار سر مقایسه می‌شود.

برای مدلسازی از روشهای مختلف جمع‌آوری نتایج که شامل سیگنالهای عصبی و متغیرهای مکانیکی است می‌توان استفاده نمود. یک بحث اساسی نحوه ایجاد ارتباط بین فعالیتهای الکتریکی عصبی-عضلانی با فعالیت مکانیکی عضله می‌باشد (همچون ارتباط پیک سرعت با پیک مراحل مختلف EMG و ارتباط شتاب حرکت با پهنای زمانی پالسهای EMG)

لوپ بینائی و ورودیهای خارجی دراین مدل نمایش داده نشده است. درهر زمان تنها یکی از دو عضله مقابل فعال می‌باشد. اگر ضریب تحریک را بعنوان کسری از سطح مقاطع عضله که اکتیو است تعریف می‌کنیم، بنابراین گشتاور اعمالی برابر است با

فرمانهای حرکتی از طریق نرون α به عضله منتقل می‌شود و رفلکس کششی نیز بوسیله دوک عضلانی ایجاد می‌شود که توسط نرونهای γ کنترل می‌گردد. تابع تبدیل عضلات را بصورت بلوک خطی $\frac{\theta}{\alpha} = \frac{T_{max}/J}{(s+\beta)(s+\gamma)}$ می‌توان درنظر گرفت. دوک عضلانی یک المان فیدبک موقعیت است که بطور موازی با عضلات قرار گرفته است. که پاسخ آن شدیداً خطی است اما تابع تبدیل تقریبی زیر توسط HOOK برای سیگنالهای کوچک بدست آمده است.

$$\frac{\alpha_s(s)}{\theta(s)} = \frac{k_s\left(1+\frac{s}{6.8}\right)}{\left(1+\frac{s}{18}\right)\left(1+\frac{s}{270}\right)}$$

درمدل ارائه شده تناوب بین کنترل رفلکسی و ارادی درمسیر α یک اصل لازم است. درحرکات ارادی، فرمان بوسیله مراکز عصبی بالاتر preprogram شده و نقش دوک عضلانی کاهش می‌یابد و سیستم بصورت حلقه باز با گین زیاد و میرائی کم درطی یک دوره زمانی حدود ۱۰۰ میلی‌ثانیه عمل می‌کند. سپس دوک عضلانی مسیر رفت α را کنترل می‌کند و γ می‌تواند دریک step جدید تغییر کند. اگر خطائی وجود داشته باشد تصحیح جدیدی صورت می‌گیرد و این کار به میزان ۳ بار در ثانیه تکرار می‌شود.

ضرایب شایستگی زیر می‌تواند تعریف شود که دران F زیاد نشان دهنده گین کم و پایداری کم است و L زیاد به معنی گین بالا است.

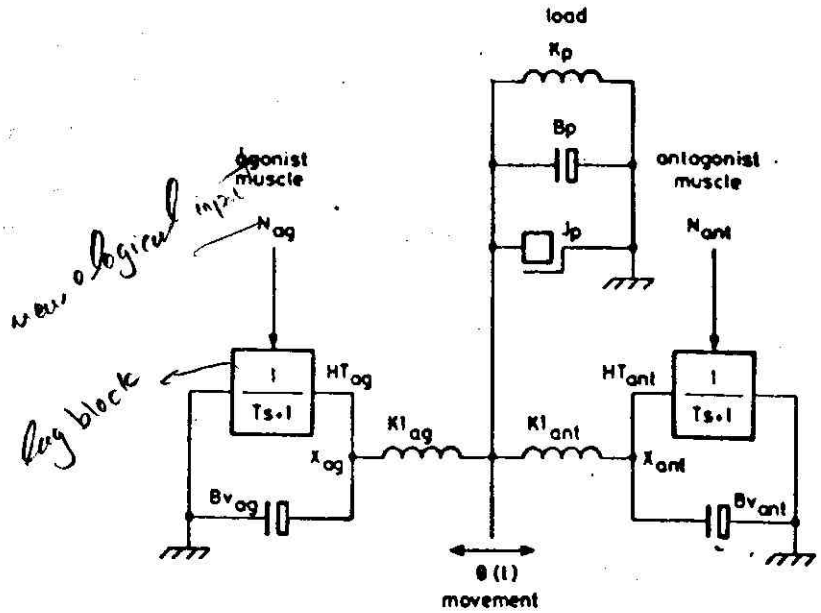
* مدل Ramos

دراین بخش یک مدل از کنترل رفلکسی درحرکات ارادی ارائه می‌شود که درآن با توجه به سیگنال سه مرحله‌ای EMG، استراتژیهای مختلفی برای کنترل حرکت و نقش CNS و دوک عضلانی درهرمرحله معرفی می‌گردد. خواهیم دید که برای کنترل سریع و دقیق حرکت یک سیگنال سه‌مرحله‌ای پیش برنامه‌ریزی شده شامل فیدبکهای مناسب بافتی لازم است.

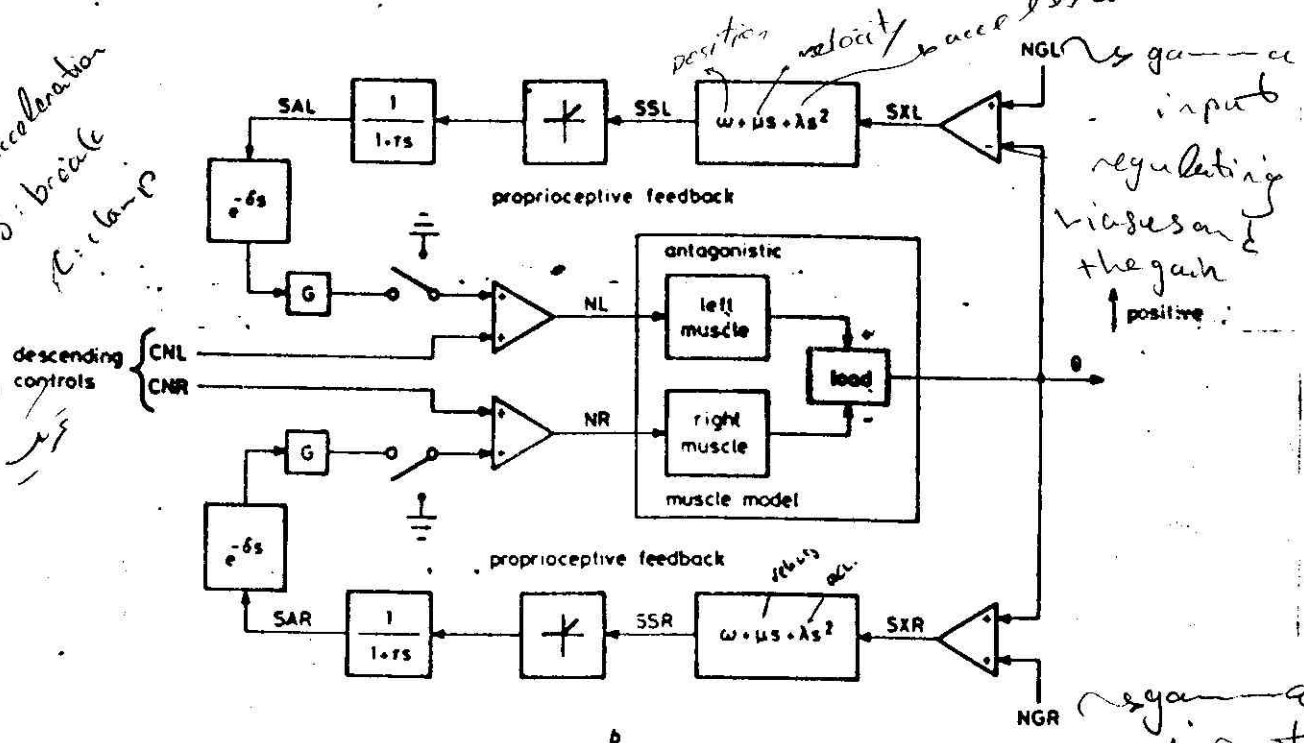
نتایج رفتار هر استراتژی با نتایج تجربی EMG، سرعت، موقعیت، شتاب و میزان فعالیت عضلات مقابل درحرکت افقی و سریع و هدف‌دار سر مقایسه می‌شود.

برای مدلسازی از روشهای مختلف جمع‌آوری نتایج که شامل سیگنالهای عصبی و متغیرهای مکانیکی است می‌توان استفاده نمود. یک بحث اساسی نحوه ایجاد ارتباط بین فعالیتهای الکتریکی عصبی-عضلانی با فعالیت مکانیکی عضله می‌باشد (همچون ارتباط پیک سرعت با پیک مراحل مختلف EMG و ارتباط شتاب حرکت با پهنای زمانی پالسهای EMG)

درشکل (٦) بلوک دیاگرام عمومی مدل stark برای حرکت یک مفصل منفرد را دیدیم. که ورودیهای مدل شامل فرامین سطح بالا از سیستم اعصاب مرکزی و فیدبکهای عمقی-ذهنی (proprioceptive) و موضعی می‌باشد که در سطح دوک عضلانی و بالاتر از آن ترکیب شده و الگوی حرکتی را می‌سازند.
شکل (۲۶) مدل Ramos و بلوک دیاگرام آن را نشان می‌دهد.



شکل ۹-۲۶ مدل کنترل رفلکسی حرکات ارادی Ramos برای بار و عضلات موافق و مخالف



(a) The muscle-load, feedforward component of the model consists of an idealised pair of muscles acting antagonistically on their common load. Each muscle is described by a lumped-parameter model with a first-order lag element (time constant = T), relating the neurological input N to hypothetical tension output HT; the apparent viscosity Bo and the elasticity parameters Kl are nonlinear elements and the load is a second-order system described by an inertia Jp, viscosity Bp and elasticity Kp. (b) The complete model for the stretch reflex also contains proprioceptive feedback for each muscle. The feedback signals incorporate position ω, velocity μ and acceleration λ information, a first-order lag element τ and a transmission delay δ. NGL and NGR represent gamma motoneuron inputs to the system, which serve to regulate the biases and gains of the stretch receptors

این مدل واحدهای اصلی کنترل حرکت را یک سیستم دوماهیچه‌ای در نظر می‌گیرد، که هر عضله درمقابل عضله دیگر کار می‌کند، تا بار مشترک خود را بوجود آورند. سیگنالهای کنترلی از مراکز CNS و فیدبکهای proprioceptve درسطح نخاع و بالاتر از آن، با یکدیگر ترکیب می‌شوند. مهمترین بخشهای این بلوک دیاگرام عبارتند از:

۱- بخش feed forward که شامل یک زوج ماهیچه آگونیت و آنتاگونیت است که روی بار مشترکی اثر می‌گذارند.

۲- یک حلقه فیدبک برای هرماهیچه که متناظر با کنترل رفلکسی روی سیستم است.

۳- ورودیهای سیستم کنترل که همان دستورات مراکز بالاتر سیستم عصبی به ماهیچه‌ها می‌باشند.

۴- یک جمع کننده که سیگنالهای فیدبک رابا ورودیهای کنترل جمع می‌کند.

هرعضله توسط عناصر وسیکوالاستیک غیرخطی ($K\ell = k(n)$, $B = B(v)$) و مولد نیروی مرتبه اول که ورودی آن N، همان سیگنال کنترل عصبی است، مدل شده است. بار نیز یک سیستم مرتبه دوم مکانیکی شامل اینرسی (J_p)، ویسکوزیته (B_p) و الاسیستیته خطی (Kp) است. در مسیر فیدبک، مشخصات مکانیکی مکانیکی حرکت (موقعیت، سرعت، شتاب درطول حرکت) بکار رفته است. بهمین دلیل حلقه‌های فیدبک سیستم بصورت ترکیب خطی موقعیت، سرعت و شتاب ($W_{FB} = \lambda S^2$) مدل شده‌اند. لازم به تذکر است که اطلاعات موجود در فیدبک proprioceptive درمورد وضعیت و سرعت به مغز می‌روند و در انبارهٔ اطلاعاتی بخصوص ذخیره می‌شوند. که پدیده‌های عادت‌پذیری و مهارت از آن سرچشمه می‌گیرند (بعنوان مثال چپ دست یا راست دست بودن). امروزه فعالیتهای پژوهشی در زمینه تعیین میزان ومحل ضایعه مغزی بر روی حرکات مختلف بیمار دردست انجام است که از موضوع فوق‌الذکر سرچشمه می‌گیرد. البته خود عضله نیز دارای حافظه و خاصیت تصمیم‌گیری محلی load decision making می‌باشد ولی این حافظه محلی خیلی زودتر از حافظه مشابه مغز می‌تواند پاک شود. در همچنین در مسیر فیدبک یک عنصر غیرخطی، یک تأخیر مرتبه اول و تأخیر انتقال در نظر گرفته شده‌اند. NGR و NGL مربوط به ورودیهای گاما هستند که بهره را تعیین می‌کنند. بعبارت دیگر CNS می‌تواند روی میزان خروجی تأثیر بگذارد. بهمین دلیل عواملی از قبیل ترس، اضطراب و هیجان می‌توانند روی وضعیت عضلات تأثیر گذاشته و بعنوان مثال موجب سختی آنها شوند. از طرف دیگر فرمان مغز درحرکات ارادی (voluntary) می‌تواند رفلکس را بلوک کند. یعنی مانع از فعالیت گاما شود (که معادل وضعیت زمین در این شکل می‌باشد). درچنین شرایطی عضله تنها از عصب فرمان می‌گیرد.

اما با مطالعه سیگنال EMG ناشی از فعالیت زوج عضله آگونیست و آنتاگونیست درطی یک حرکت سریع، دقیق و ناگهانی، سه فاز مجزای اصلی

از فعالیت عصبی-عضلانی قابل تشخیص است.

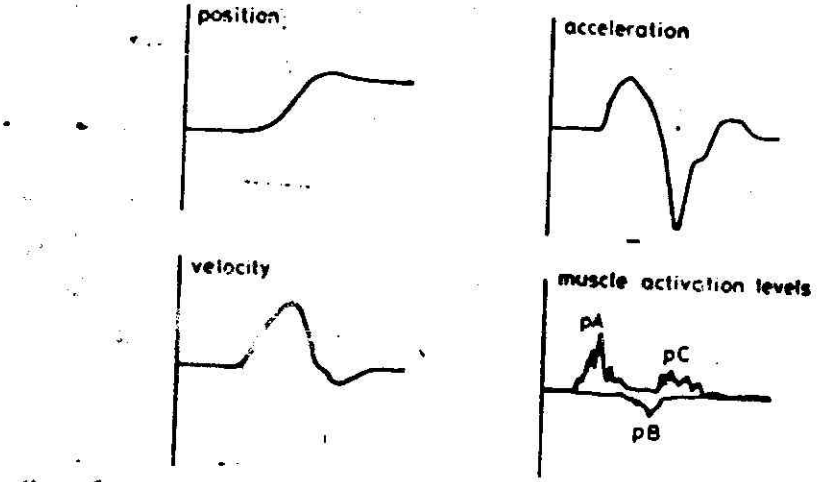
الف) آتش اولیه آگونیست یا PA

ب) آتش آنتاگونیست یا PB

ج) آتش ثانویه آگونیست یا PC

نقش هریک ازاین سه مرحله در کنترل حرکات مختلف، موضوع بسیاری از تحقیقات EMG می‌باشد. در تجربیات ...., Stark درسال ۱۹۸۵ مشخص شد که در طی یک فرآیند حلقه باز و استفاده از آلگوریتمهای بهینه سازی پارامترها می‌توان دامنه و پهنای زمانی لازم هریک از پالسها را برای یک حرکت سریع و دقیق بدست آورد و مشخص گردید که اهمیت PA در تنظیم پیک سرعت است درحالیکه PB حرکت را درنزدیکی موقعیت مورد نظر ترمز می‌کند و PC محل دقیق توقف حرکت روی هدف را تنظیم می‌کند. حال سؤالی که مطرح است اینکه چرا یک الگوی سه مرحله‌ای برای چنین حرکاتی لازم است و آیا با یک الگوی دومرحله‌ای و یا یک مرحله‌ای نمی‌توان به هدف رسید. این پرسش در آزمایشات ...,Hannaford پاسخ داده شد. آنها یک مبنای ریاضی برای اثبات لزوم این الگوی سه فازی بدست آوردند. بدین صورت که با استفاده از داده‌های تجربی بعنوان ورودی یک مدل معکوس خروجی این مدل و یا بعبارتی ورودی ایده‌آل مدل اصلی را بدست آوردند. همچنین ضرورت فاز سوم برای یک حرکت سریع-دقیق و زمان بهینه با شبیه سازی کامپیوتری به اثبات رسید.

مطالعه عملکرد استراتژیهای گوناگون حرکتی نشان می‌دهد که سیاست بهینه، از ترکیب فیدبک بافتی وسیگنالهای اعصاب مرکزی جهت تنظیم بهینه PA و PB و PC استفاده می‌کند.



شکل ۹-۲۷ الگوسه فازی در حرکات سریع

A fast, targeted movement is controlled by a triphasic pattern of muscle activation in the agonist-antagonist muscle pair. The first burst pA occurs in the agonist and is correlated to the peak velocity of the movement; the

درتحقیقات اخیر پیشنهاد می‌شود که منشأ اصلی در فازهای PB و PC (ترمز و توقف) فعالیت قوس انعکاسی که توسط مراکز بالاتر تنظیم می‌شوند.

همچنین مشخص شده است که نه تنها سیگنال EMG سه فازی است بلکه اغلب یک بالازدگی در موقعیت و گاهاً یک پایین زدگی مختصر قبل از رسیدن به مقدار نهائی وجود دارد.

بررسی انواع استراتژیهای ممکن:

درتمام استراتژیها فرض می‌کنیم که پارامترهای ثابت هستند و فقط ضریب بهره انعکاس برحسب استراتژی عوض می‌شود.

اولاً" تفکیک سهم مراکز بالاتر و دوک عضلانی درسیگنال سه فازی EMG ثبت شده عملی فوق‌العاده مشکل است. دراینجا به بررسی چند استراتژی مختلف حرکتی پرداخته با می‌نیمم کردن خطای تجربه-شبیه‌سازی یک استراتژی بهینه را معرفی می‌کنیم:

الف)PABC: کنترل بصورت حلقه باز و پیش برنامه‌ریزی شده انجام می‌شود و حرکت بخوبی در CNS بازآفرینی می‌شود.

ب)PA: که تنها فاز اول منشأ CNS دارد و دو فاز دیگر منشأ خالص انعکاسی دارند.

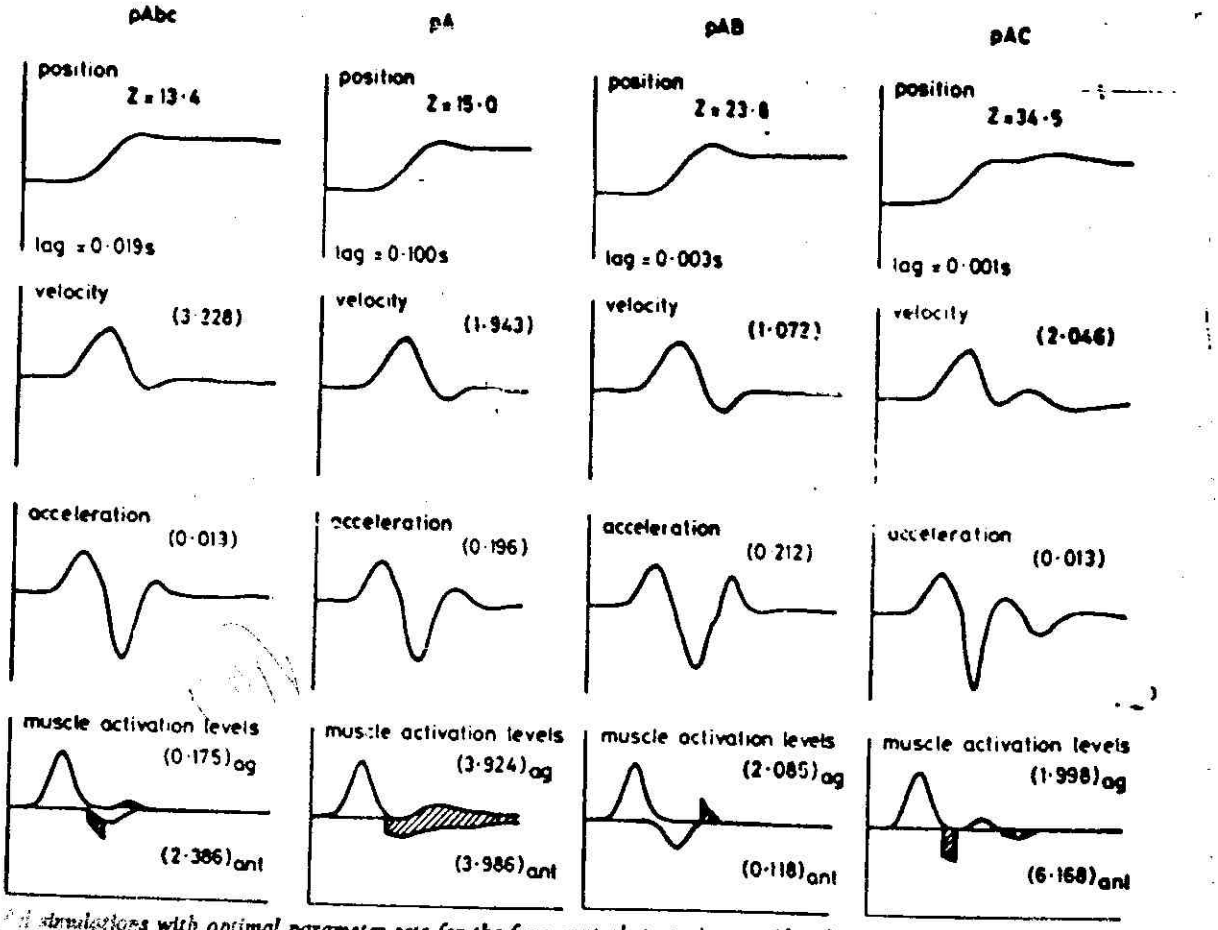
ج)PAC: فاز اول و سوم منشأ CNS دارد.

د)PAB: فاز اول و دوم منشأ CNS دارد.

هـ)PAbc: فاز دوم وسوم منشأ نسبی دارند که CNS وانعکاس هریک درصدی از آنها را تأمین میکنند.

نتایج شبیه سازی نشان می‌دهد که منشأ پالس A صرفاً CNS است که شتاب اولیه حرکت را تأمین می‌کند. همچنین پالس B بطور کامل و یا حداقل ۶۵% رفلکسی می‌باشد ومنشأ پالس C عمدتاً رفلکسی می‌باشد. شکل(۲۸) نمونه‌هایی از پاسخ استراتژی PA و PC را نشان می‌دهد.

البته اگر منشأ PC همان CNS باشد آنگاه لازم است که ضریب بهره حلقه فیدبک از مقدار اولیه تنظیم شده درخلال PA کاهش یابد و این مستلزم درجه بالایی از هم فعالیتی α و γ است. اکثر تجربیات دال براین است که PC منشأ پاداتی دارد. این فعالیت نهائی (Clamping) ممکن است یک حلقه بزرگ رفلکس مغز باشد. دراین حالت PC منشأ CNS خواهد داشت.



Typical simulations with optimal parameter sets for the four control strategies considered. The strategies are ordered by increasing complexity of information from left to right. Shaded areas indicate reflex activation

شکل ۹-۲۸ شبیه سازی مدل راموس با چهار مجموعه از پارامترهای بهینه (استخراج شده بر اساس چهار استراتژی کنترل)

capitaeal → cns

lower buffer → reflex art

صفحه 13 . تفاوت ... در دو حالت مراکز فرمان در شکل 2 و 3 صفحه 13 .

صفحه 14 . مگر قرار نبود reflex محلی نباشد پس نقش muscle spindle و ... چیست؟

صفحه 17 . آیا این که گفته شده است مسئول تنظیم موقعیت دائمی عضله باشد وجود دارد؟

صفحه 27 " تفاوت تقدیم فیبرهای یک واحد حرکتی در وقایع مختلف عضله " یعنی چه؟ نرون حرکتی عقدانه هم فیبرهای بزرگ و هم Pinnate را عصب دهی میکند؟

صفحه 28 . آیا واحدهای FF و فیبرهای IIA رفتار خاصی از نظر فیزیولوژیک از خود نشان میدهند؟

صفحه 28 . در رابطه با قانون برکشن که یک تفاوت معنی دار بین دو واحد حرکتی تحریک پذیر عضلی تحت فیزیولوژیک وجود دارد توضیح داده شود. فاعل توسط افراد به چه نحو توجیه می شود؟

صفحه 29 . آیا به جز اصل اندازه تا درجه ای مشخصات تحریک سلول های عصبی را نیز کنترل می کند؟

صفحه 38 . به ترتیب اعصاب نخاعی از قسمت cervical و lumbar اند که کدام یک عصب می باشند.

صفحه 41 . با توجه به افتتاح کانال یونی sodium channel چگونه سدیم به داخل سلول وارد شده باعث کنترل تحریک پذیری سلول می شود.

صفحه 41 . ترتیب نقش سلول ها چیست؟

صفحه 42 . با توجه به نقش قوی فشار خون در ناحیه T4 و T5 عصب دهی عضلات جلوی ناحیه حسی تنه از ناحیه T4 به بعد توسط سلول های مشابه صورت می گیرد.

صفحه 43 . جمله زیر مبنی بر stiffness regulator صحت دارد یا خیر؟ مستند دارد؟ می شود؟

صفحه 39 . در ادامه ... سلول عضلانی چیست؟

صفحه 98 . کلاژ بافتی است که ... و توسط کندروسیت ها ترشح می شود ولی کلاژ در این لیست نیامده است؟

صفحه 139 . چرا گیرنده هایی که مکانیکی نیستند از لیست حذف شده اند؟

صفحه 220 . حذف شده است؟

صفحه 226 . SPARC