

# شبیه‌سازی حرکات ارادی بیماران ضایعه نخاعی در هنگام برخاستن از روی صندلی

## پرویز جبه‌دار مارالانی

استاد گروه مهندسی برق و کامپیوتر - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

## فریبا بهرامی

استادیار گروه مهندسی برق و کامپیوتر - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

## مهدی عرفانی

دانش آموخته کارشناسی ارشد گروه مهندسی برق و کامپیوتر - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

(تاریخ دریافت ۷۷/۶/۲۲، تاریخ تصویب ۷۷/۱۰/۱۵)

## چکیده

روش تحریک الکتریکی عملکردی یا FES<sup>۱</sup> از جمله روش‌هایی است که به بیماران ضایعه نخاعی کمک می‌کند تا توانایی از دست رفته خود را در حرکت دادن اعضای آسیب دیده بازابند. با وجود پیشرفت‌های قابل توجهی که در این زمینه حاصل شده است هنوز مشکلات و ابهاماتی وجود دارد که فائق آمدن بر آنها راه را برای توفیق بیشتر این روش هموار خواهد کرد. در اینجا عمل بلند شدن از روی صندلی توسط بیمار ضایعه نخاعی و یا STS<sup>۲</sup> مورد توجه قرار گرفته است. در حین عمل STS همزمان با اعمال FES بیمار از دستهای خود نیز بدلائل متعدد استفاده می‌کند و تاثیر استفاده از دستها بصورت حرکات ارادی در بالاتنه ظاهر می‌شود. در کنترل کننده‌های FES ای که تاکنون برای انجام عمل STS طراحی شده‌اند حرکات ارادی بالاتنه بطور مؤثر لحاظ نشده است و در نتیجه عمل STS عملاً همراه با معضلاتی صورت می‌گیرد. در جهت حل این مشکل یک کنترل کننده فازی ارائه شده است تا تصمیمات بیمار را در هنگام عمل STS شبیه‌سازی کند. این کنترل کننده در ترکیب با ساختار اسکلتی انسان یک بیمار مجازی بوجود می‌آورد که توسط آن می‌توان قوانین حرکتی بیماران را بررسی کرد و همچنین کنترل کننده‌های FES را توسعه داد. در نهایت برای تنظیم پارامترهای کنترل کننده فازی از یک الگوریتم یادگیری با سرپرستی استفاده شده است. شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که خطای بین مؤلفه‌های حرکت بیمار مجازی و بیمار واقعی (نظیر موقعیت مرکز ثقل) پس از اجرای الگوریتم یادگیری، بطور متوسط از مقدار ۶/۰۴ درصد تجاوز نمی‌کند.

**کلید واژه‌ها:** بیمار ضایعه نخاعی، تحریک الکتریکی عملکردی (FES)، کنترل کننده فازی Sugeno.

## مقدمه

یافته و در نهایت در محل اتصال سیستم عصبی و ماهیچه تبدیل به تحریکات الکتریکی می‌شود. سیستم تولید نیرو در ماهیچه با دریافت این تحریکات الکتریکی فعال شده و با تولید نیرو باعث حرکت اعضای بدن بیمار می‌گردد [۱]. در بیماران ضایعه نخاعی با توجه به محل آسیب دیدگی نخاع ارتباط بین CNS و اعضای مشخصی از بدن مختل شده و یا بکلی قطع می‌شود به همین دلیل CNS قادر به ارسال پیام مؤثر به آن اعضاء نبوده و همچنین اطلاعات کاملی را از حسگرهای آن اعضاء دریافت نخواهد کرد. در اینجا بیمارانی

در تمام افراد سیستم اعصاب مرکزی یا CNS<sup>۳</sup> فرمانهای مناسب در جهت انجام یک عمل بخصوص مانند گرفتن یک جسم، راه رفتن، بلند شدن و غیره را به ماهیچه‌های بدن ارسال کرده و این فرما نها توسط ماهیچه‌ها در مفاصل تبدیل به حرکت می‌شوند. CNS تصمیمات خود را براساس اطلاعاتی که از حسگرهای مختلف بدن دریافت می‌دارد و همچنین براساس شناختی که از محدودیتها و قابلیت‌های بدن دارد اتخاذ می‌کند. فرامین CNS در طول نخاع بصورت پیام‌های عصبی انتقال

بیماران فقط با استفاده از دستهای خود از روی صندلی برخاسته‌اند ( در این مرحله FES اعمال نمی‌گردد). از آنجا که این اطلاعات تحت تاثیر حرکات ارادی بیمار قرار دارند تحلیل آنها منجر به استخراج قوانینی می‌گردد که بیماران در تولید حرکات ارادی بالاتنه بکار می‌برند.

از آنجا که پارامترهای کنترل کننده وابسته به پارامترهای انسانی نظیر قد و وزن بیمار است، اعدادی که بعنوان پارامترهای کنترل کننده ارائه شده است، مربوط به یک بیمار خاص می‌باشد و پارامترها برای بیماران دیگر باید متناسب با پارامترهای انسانی آنها تنظیم شود. همچنین نمودارهایی که در تشریح ساختار کنترل کننده به آنها اشاره می‌شود. تماما مربوط به اطلاعات اندازه‌گیری است که از این بیمار بدست آمده است.

ساختار سایر قسمت‌های مقاله به قرار زیر می‌باشد: در بخش ۱- مدلی برای سیستم مورد بحث معرفی و تشریح خواهد شد. در بخش ۲- توسط یک کنترل کننده فازی قاعده پایه تصمیم‌گیریهای بیمار در هنگام عمل STS شبیه سازی خواهد شد. در بخش ۳- نیز با استفاده از یک الگوریتم یادگیری با سرپرستی پارامترهای کنترل کننده تنظیم شده است. در پایان و در بخش ۴- حرکت شبیه سازی شده یک فرد ضایعه نخاعی با حرکت ثبت گردیده همان شخص مقایسه خواهد گردید.

## مدل ساختار اسکلتی انسان

مدلی که بعنوان ساختار بدن بیمار از آن استفاده شده است یک مدل دو بعدی با سه درجه آزادی شامل سه لینک و سه مفصل همانند شکل (۱) می‌باشد. بیمار در طول عمل STS با استفاده از دستهای خود یک تکیه‌گاه را گرفته و از طرفی کف پای اونیز بصورت ساکن روی زمین قرار دارد. بهمین دلیل یک زنجیره بسته کینماتیکی تشکیل می‌گردد.

برای سادگی این زنجیره بسته از محل شانه بریده شده است و تاثیر دستها بر سیستم، توسط دو نیروی افقی وعمودی ( $F_{y_{sh}}$  ,  $F_{x_{sh}}$ ) و یک گشتاور، حول محور Z ( $M_{sh}$ ) در محل شانه منظور شده است. همچنین در طول مدتی که بیمار روی صندلی قرار دارد نیرویی از سوی صندلی بر بیمار وارد می‌گردد. بعنوان مدلی از این تماس، دو جفت فنر و میرا کن غیر خطی در جهات افقی و عمودی

مورد توجه قرار گرفته‌اند که از ناحیه کمر دچار آسیب دیدگی نخاع شده‌اند. در اینگونه بیماران، بدلیل وجود ارتباط عصبی بین اندامهای فوقانی و CNS، این اندامها بر خلاف پای بیمار دارای حرکت ارادی می‌باشند. چنانچه ماهیچه‌های بیمار از سطح سلامت مشخصی برخوردار باشند با تحریک الکتریکی می‌توان توانائی تولید نیرو را به ماهیچه‌های آسیب دیده بیمار بازگرداند. در این روش توسط یک سخت افزار سازنده پالس<sup>۱</sup> تحریکات الکتریکی مورد نیاز برای فعال کردن ماهیچه‌ها، تولید می‌شود. این تحریکات الکتریکی بوسیله الکترودهائی که ممکن است روی پوست نصب ویا داخل ماهیچه کاشته شوند به سیستم تولید نیرو در ماهیچه‌ها اعمال می‌شوند.

تاکنون کنترل کننده‌های بسیاری برای بهبود عملکرد FES ارائه شده‌اند که هر کدام ویژگی خاصی از این روش را مورد توجه قرار داده و بر اساس آن طراحی شده‌اند [۲ و ۳]. اما معضلی که تاکنون بصورت اساسی بدان پرداخته نشده است وجود حرکات ارادی در اعضای سالم بیمار همزمان با اعمال FES به اندامهای آسیب دیده می‌باشد. در طول عمل STS همزمان با تحریک ماهیچه‌های پا، بدلیل متعدد نظیر مسائل روحی- روانی و کافی نبودن گشتاور تولید شده توسط FES بیمار از دستهای خود نیز استفاده می‌کند و تاثیر استفاده از دستها بصورت حرکات ارادی در بالاتنه ظاهر می‌گردد. بدلیل وجود ابهام و پیچیدگی در چگونگی تولید حرکات ارادی بالاتنه، کنترل کننده‌هایی که تاکنون برای FES طراحی شده‌اند، این حرکات را بطور موثر در محاسبات خود وارد نکرده‌اند. در نتیجه عمل STS توسط بیمار ضایعه نخاعی عملا همراه با معضلاتی صورت می‌گیرد. از اینرو وجود یک سیستم که این حرکات و یا عبارتی تصمیم‌گیری بیمار را در هنگام عمل STS شبیه سازی کند ضروری بنظر می‌رسد. در این مقاله در جهت بر آوردن نیاز فوق یک کنترل کننده فازی ارائه شده است. علت استفاده از کنترل کننده فازی آن است که به تجربه ثابت شده است کنترل کننده‌های فازی در شبیه سازی رفتارهای انسانی عملکرد خوبی از خود به نمایش می‌گذارند و این موفقیت از تشابه فرایند استنتاج در انسان و یک کنترل کننده فازی نشات می‌گیرد. مراحل طراحی این کنترل کننده بر اساس تجزیه و تحلیل اطلاعاتی صورت گرفته است که از حرکت بیماران در حین برخاستن از روی صندلی بدست آمده است [۴]. در هنگام ثبت این اطلاعات

$T_{total}$  نیز معرف گشتاور کل موجود در مفاصل می باشد. در مفاصل علاوه بر گشتاور فعالی که توسط ماهیچه ها تولید می گردد، گشتاور دیگری نیز بنام گشتاور غیر فعال<sup>۱</sup> وجود دارد [۶]. این گشتاور از وجود بافتهای نرم و سخت در اطراف مفاصل نشأت می گیرد. حاصل جمع گشتاور فعال و غیر فعال گشتاور کل خواهد بود.

### کنترل کننده فازی

در این سیستم از یک کنترل کننده فازی برای شبه سازی رفتار بیمار در هنگام عمل STS استفاده شده است. در منطق فازی که اساس کار این کنترل کننده ها را تشکیل می دهد، استنتاج با استفاده از مجموعه های فازی صورت می گیرد. در اینگونه مجموعه ها، هر عضو با درجه عضویتی مابین [۰ ۱] به مجموعه متعلق می باشد، تابعی که درجه عضویت اعضا را مشخص می سازد، تابع تعلق یا تابع عضویت نامیده می شود [۷].

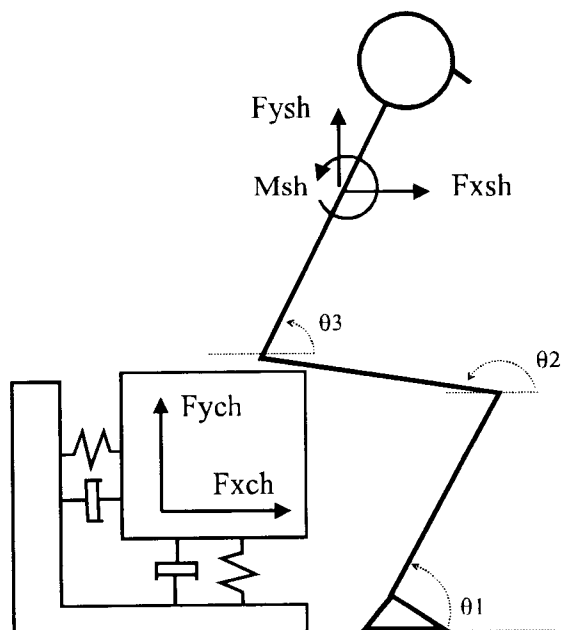
در کنترل کننده های قاعده پایه فازی ارتباط بین ورودی و خروجی توسط قواعد "اگر-آنگاه" فازی برقرار می گردد. یک صورت از قواعد اگر-آنگاه فازی توسط Tagaki-Sugeno پیشنهاد شده است [۸]. در این نوع، قسمت مقدم قاعده شامل یک عبارت فازی بوده و قسمت تالی بصورت یک تابع صریح بیان می شود. بعنوان مثال برای توقف یک جسم متحرک توسط یک نیروی مقاوم، قاعده زیر می تواند یکی از قواعد سیستم کنترل باشد.

if VELOCITY is HIGH then force = -k (velocity)<sup>۳</sup>

در اینجا VELOCITY یک متغیر زبانی و HIGH در چسبگی برای یک مجموعه فازی است. velocity و force نیز به ترتیب سرعت جسم و مقدار نیروی مقاوم می باشند. ساختار هر کنترل فازی را می توان همانند شکل (۲) با چهار جزء مشخص کرد [۹ و ۷].

- ۱- واحد فازی ساز که در آن درجه عضویت ورودیهای کنترل کننده به مجموعه های فازی مشخص می شود.
- ۲- پایگاه دانش که شامل قواعد حاکم بر کنترل کننده، توابع تعلق و پارامترهای کنترل کننده می باشد.
- ۳- واحد استنتاج که در آن عمل استنتاج بر روی قواعد انجام می گیرد.

در نظر گرفته شده اند. با فرض تماس نقطه ای این عناصر بترتیب نیروهای  $(F_{y_{ch}}, F_{x_{ch}})$  را بر مفصل لگن وارد می کنند [۳].



شکل ۱: مدل ساختار اسکلتی بیمار.

به این ترتیب سیستم به شکل معادلات ماتریسی با رابطه (۱) قابل نمایش است [۵].

$$M(\theta)\ddot{\theta} + B(\theta)\dot{\theta}^2 + G(\theta) = R_e T_{total} + J_{sh} L_{sh} + J_{ch} L_{ch} \quad (1)$$

در عبارت فوق بردار  $\theta$  زاویه مفاصل نسبت به سطح افق را نمایش میدهد.  $M(\theta)$  ماتریس اینرسی،  $B(\theta)$  ماتریس Coriolis و گریز از مرکز و بردار  $G(\theta)$  مؤلفه ناشی از نیروی وزن نامیده می شوند. ماتریسهای  $R_e, J_{sh}, J_{ch}$  نیز بترتیب نیروهای مدل تماس بین بیمار با صندلی و بار شانه و گشتاور مفاصل را به گشتاور تفاضلی لینکها تبدیل می کنند. بردارهای  $L_{ch}$  و  $L_{sh}$  نیز با تساویهای زیر تعریف می شوند.

$$L_{sh} = [F_{x_{sh}}, F_{y_{sh}}, M_{sh}]' \quad (2)$$

$$L_{ch} = [F_{x_{ch}}, F_{y_{ch}}, 0]' \quad (3)$$

و مرکز ثقل ( $X_{com}$ ) برای تشخیص میزان پایداری استفاده شده است و با عبارتی:

$$stab\_guage = X_{wr} - X_{com} \quad (۴)$$

همچنین از متغیر زبانی STABILITY و یا به اختصار STAB، بعنوان نمایش دهنده برداشت بیمار از پایداری استفاده شده است با توجه به محدوده تغییرات  $stab\_guage$  سه مجموعه فازی با برجسبهای  $\{-NOTG, GOOD, +NOTG\}$  به متغیرزبانی STAB الصاق شده است. توابع تعلق این سه مجموعه فازی در شکل (۳-الف) ترسیم شده‌اند.

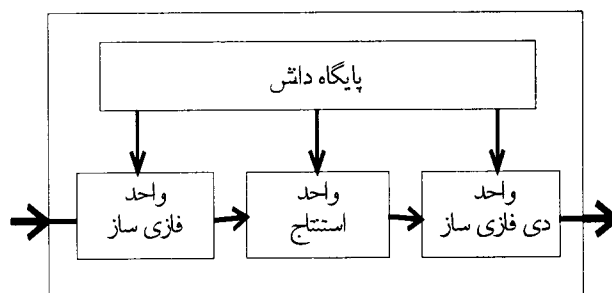
ب - موقعیت عمودی بدن نسبت به حالت قائم: پس از تامین پایداری فرد سعی می‌کند با افزایش ارتفاع، خود را به هدف یا حالت ایستاده نزدیک کند. همانگونه که بیمار برای سنجش نزدیکی به هدف از تفاوت موقعیت جاری خود نسبت به حالت ایستاده استفاده می‌کند، در اینجا نیز تفاوت ارتفاع، بین حالت ایستاده ( $Y_{final}$ ) و موقعیت جاری مرکز ثقل ( $Y_{com}$ )، معیاری برای سنجش نزدیکی به هدف می‌باشد و با عبارتی:

$$aim\_guage = Y_{final} - Y_{com} \quad (۵)$$

همچنین از متغیر زبانی AIM، بعنوان نمایش دهنده برداشت بیمار از میزان نزدیکی به هدف یا حالت ایستاده استفاده شده است. با توجه به محدوده تغییرات  $aim\_guage$  سه مجموعه فازی با برجسبهای  $\{NEAR, MIDDLE, FAR\}$  به متغیر زبانی AIM الصاق گردیده است. توابع تعلق این سه مجموعه فازی در شکل (۳-ب) ترسیم شده‌اند.

ج - مقدار زاویه بالا تنه: پس از تامین پایداری و در حین نزدیک شدن به هدف، میزان هم‌جهتی زاویه جاری بالاتنه با زاویه نهایی مطلوب آن، یکی دیگر از شاخص‌هایی است که بیمار برای انجام صحیح عمل STS به آن توجه دارد. از اینرو از متغیر زبانی ORIENTATION و یا به اختصار ORIN، بعنوان نمایش دهنده برداشت بیمار از این هم‌جهتی استفاده شده است. تفاوت میان زاویه نهایی مطلوب بالاتنه ( $\theta_{3\_final}$ ) و زاویه جاری ( $\theta_3$ ) آن معیاری برای سنجش این مطلب می‌باشد و با عبارتی:

$$orin\_guage = \theta_{3\_final} - \theta_3 \quad (۶)$$



شکل ۲: ساختار یک کنترل کننده فازی.

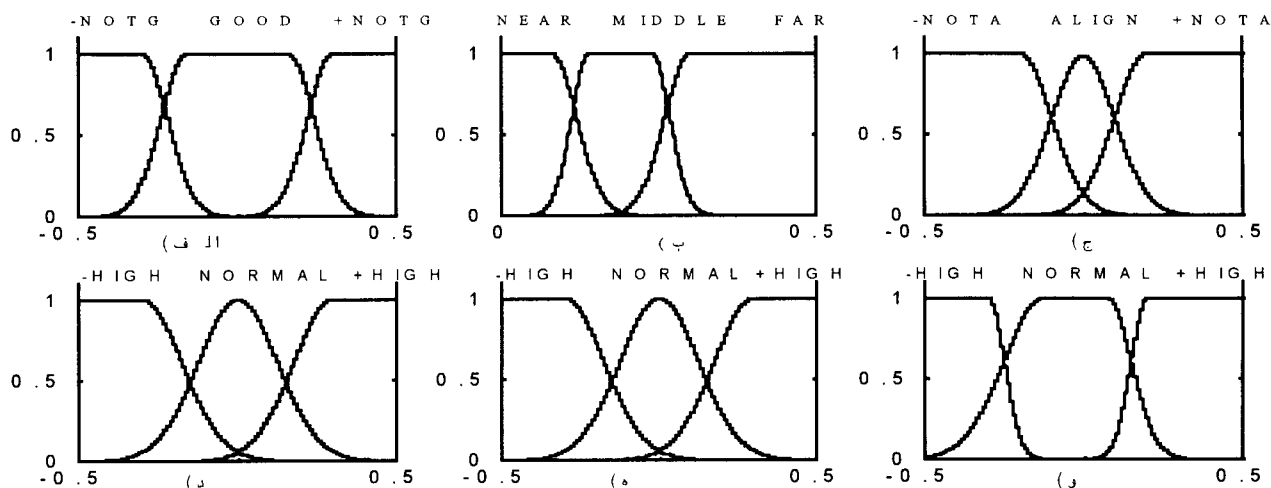
۴- واحد دی فازی ساز که نتیجه استنتاج را بصورت یک خروجی غیر فازی بیان می‌کند (در کنترل کننده‌های فازی Sugeno استنتاج و دی فازی سازی در یک مرحله صورت می‌گیرد).

در این سیستم وظیفه کنترل کننده این است که در هر لحظه مقدار  $M_{sh}$ ,  $F_{y_{sh}}$ ,  $F_{x_{sh}}$  را بگونه‌ای تعیین کند که در انتهای حرکت، حالت نهایی مطلوب سیستم بدست آید و در طول حرکت نیز چندین شاخص مهم مانند پایداری حرکت و سرعت مناسب اجزای سیستم ارضاء شود. برای تحقق بخشیدن به خواسته فوق از یک کنترل کننده فازی Sugeno استفاده شده است که در ادامه مطلب چگونگی عملکرد اجزای آن تشریح می‌گردد.

### واحد فازی ساز

بر اساس بررسی اطلاعات بدست آمده از حرکت بیماران، متغیرهایی که بنظر می‌رسد بیماران بر اساس آن تصمیم‌گیری‌های خود را انجام می‌دهند عبارتند از:

الف- میزان پایداری: بدون شک پایداری وضعیتی اولین و مهمترین پارامتری است که بیمار در طول عمل STS بدان توجه دارد. در سیستم‌های مکانیکی، نظیر ساختار اسکلتی انسان، یک معیار پایداری، فاصله مرکز ثقل بدن تا تکیه‌گاه حامل سیستم است. از آنجا که در بیمار ضایعه نخاعی ارتباط عصبی CNS فقط با اندام‌های فوقانی برقرار است، بیمار برای تخمین پایداری، تنها به موقعیت نسبی مرکز ثقل بالاتنه و محل مچ دست خود می‌تواند اتکا کند (از این پس نیز هرگاه به مرکز ثقل اشاره شود مقصود همان مرکز ثقل بالاتنه خواهد بود). با الهام از این مطلب در این کنترل کننده از تفاضل مؤلفه افقی محل مچ دست ( $X_{WT}$ )



شکل ۳: توابع تعلق متغیرهای زبانی الف (STAB ب) AIM ج) ORIN د) VX ه) VY و ۳) محورهای عمودی بدون واحد می‌باشند.

متغیر محورهای افقی در متن ذکر شده است واحد محورهای افقی بترتیب عبارتند از: متر، متر، رادیان، متربرثانیه و رادیان برثانیه.

$$vy\_gauge = d ( Ycom ) / dt \quad (۸)$$

$$\omega 3\_gauge = d ( \theta 3 ) / dt \quad (۹)$$

با توجه به محدوده تغییرات سه متغیر فوق، به هر کدام از متغیرهای زبانی  $\omega 3, VY, VX$  سه مجموعه فازی با برجسبهای {+HIGH, NORMAL, -HIGH} الصاق گردیده است. توابع تعلق این مجموعه‌های فازی بترتیب در شکلهای (۳-د)، (۳-ه) و (۳-و) ترسیم شده‌اند.

### پایگاه دانش، واحد استنتاج و واحد دی فازی ساز

برای درک صحیح چگونگی عمل استنتاج توسط بیمار لازم است اطلاعات دینامیکی و استاتیکی سیستم بصورت همزمان مورد بررسی قرار گیرد.

تحلیل استاتیکی سیستم بر اساس بررسی نمودار تغییرات مرکز ثقل بیمار در صفحه X\_Y و نحوه تغییرات زاویه بالاتنه در طول عمل STS صورت می‌گیرد. در شکل (۴) نمودار تغییرات مرکز ثقل بیمار بصورت خط چین ترسیم شده است. از این دیدگاه عمل STS به سه مرحله تقسیم می‌شود.

مرحله اول: این مرحله بین دو نقطه A و B صورت می‌گیرد. در این مرحله بیمار سعی می‌کند با حرکت دادن

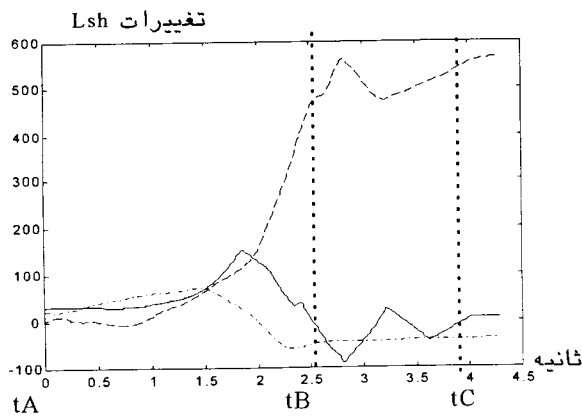
با توجه به محدوده تغییرات orin\_gauge سه مجموعه فازی ————— برجسبهای {+NOTA, ALIGN, -NOTA}، به متغیر زبانی ORIN الصاق گردیده است. توابع تعلق این سه مجموعه فازی در شکل (۳-ج) ترسیم شده‌اند.

د- سرعت مرکز ثقل و سرعت زاویه‌ای بالاتنه: در حرکاتی شبیه عمل STS که در مسافتهای کوتاه انجام می‌گیرد و حالت نهایی مطلوب نیز وضعیتی ساکن است، اندازه حرکت بدن، از محدودیت‌های مهمی بشمار می‌رود که باید به آن توجه داشت. چنانچه به این محدودیت توجه کافی مبذول نگردد و حرکت با سرعتی بیش از مقدار مناسب انجام گیرد، بدلیل افزایش اینرسی، توقف در نقطه نهایی بسیار دشوار و عملاً غیر ممکن خواهد بود. بهمین دلیل افراد در هنگام حرکت سرعت مرکز ثقل خود را کنترل می‌کنند. از اینرو متغیرهای زبانی VX و VY (سرعت افقی و عمودی) در حکم دو مفهومی هستند که بیمار در انجام عمل STS، ضرورتاً به آنها توجه دارد. همچنین در جهت کنترل سرعت زاویه‌ای بالاتنه، از متغیر زبانی  $\omega 3$  بعنوان نمایانگر برداشت بیمار از نرخ تغییرات زاویه بالاتنه‌اش استفاده شده است. برای سنجش سرعت مرکز ثقل و سرعت زاویه‌ای بالاتنه از متغیرهایی با روابط زیر استفاده می‌شود.

$$vx\_gauge = d ( Xcom ) / dt \quad (۷)$$

بصورت فازی انجام گرفته و نواحی فضا دارای مرز مشخصی نمی‌باشند). در نواحی ۸ و ۵، بیمار دارای حداکثر پایداری است و هدف نهایی وی ورود به ناحیه ۸ می‌باشد. با اولویت داشتن پایداری طبیعی است که بیمار بترتیب از نواحی ۱، ۲ و ۵ عبور کرده و در نهایت وارد ناحیه ۸ شود. مشاهده نمودار تغییرات مرکز ثقل در شکل (۴) این استنباط را تایید می‌کند.

تحلیل دینامیک حرکت، بر اساس بررسی روند تغییرات  $L_{sh}$  صورت می‌پذیرد. سه مؤلفه بردار  $L_{sh}$  که از پردازش اطلاعات اندازه‌گیری بدست آمده‌اند در شکل (۵) ترسیم شده‌اند. در روی محور افقی لحظاتی که بیمار در نقاط A، B و C قرار داشته، بترتیب با  $t_A$ ،  $t_B$  و  $t_C$  مشخص شده است.



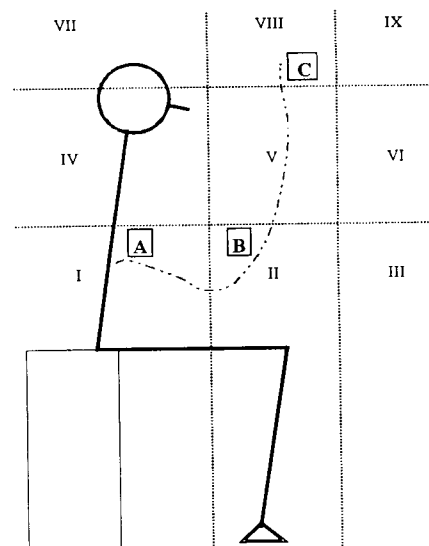
شکل ۵: نمودار تغییرات  $L_{sh}$  بر حسب زمان  
خط پر،  $F_{X_{sh}}$  خط چین،  $M_{sh}$  نقطه چین.

همانگونه که در شکل (۵) ملاحظه می‌شود در ابتدای مرحله تامین پایداری، مؤلفه  $F_{X_{sh}}$  بتدریج افزایش می‌یابد. با توجه بسمت حرکت بالاتنه بیمار در این مرحله، می‌توان افزایش  $F_{X_{sh}}$  را به خواست بیمار برای پایدار سازی وضعیت خود نسبت داد. بررسی همزمان نمودارهای تغییرات مرکز ثقل در شکل (۴) و  $F_{X_{sh}}$  در شکل (۵) مشخص می‌سازد در طول عمل STS عموماً علامت  $F_{X_{sh}}$  با علامت  $stab\_gage$  یکسان بوده و در ضمن مقدار آن نیز متناسب با  $stab\_gage$  است. با توجه به این مطلب،  $F_{X_{sh}}$  صرفاً در جهت تامین پایداری بکار برده شده است.

از ترکیب مجموعه‌های فازی الصاق شده به متغیرهای زبانی STAB و VX، می‌توان ۹ ترکیب متفاوت بدست آورد

بالاتنه، مرکز ثقل خود را در میان مچ دستهایش قرار دهد و پایداری خود را برای انجام بقیه مراحل حرکت تامین کند. این مرحله را اصطلاحاً مرحله تامین پایداری می‌نامیم. این مرحله در زمانی صورت می‌گیرد که بیمار بر روی صندلی قرار دارد.

مرحله دوم: این مرحله بین دو نقطه B و C صورت می‌گیرد. در این مرحله بیمار با افزایش ارتفاع، خود را به نقطه C یا هدف نزدیک می‌کند. نکته قابل توجه در این مرحله این است که مطابق شکل (۴) بیمار مرکز ثقل خود را تقریباً در یک مسیر قائم بسمت هدف حرکت می‌دهد و این مطلب نشان دهنده این است که در این مرحله نیز قرار گرفتن مرکز ثقل در میان مچ دستها از اهمیت بسیار زیادی برای بیمار برخوردار است. همچنین در این مرحله بیمار زاویه بالاتنه خود را بتدریج با مقدار نهایی مطلوب آن هم‌جهت می‌سازد. این مرحله را اصطلاحاً مرحله صعود می‌نامیم.



شکل ۴: تغییرات مرکز ثقل بیمار در صفحه X\_Y.

مرحله سوم: در این مرحله بیمار پس از رسیدن به هدف (نقطه C)، سعی در حفظ وضعیت خود و حفظ زاویه بالاتنه دارد و نوسانات بسیار کمی در حول این نقطه مشاهده می‌گردد. این مرحله را اصطلاحاً مرحله تثبیت می‌نامیم.

بر اساس متغیرهای زبانی STAB و AIM، بصورت نمادین فضایی که بیمار در آن حرکت می‌کند به ۹ ناحیه تقسیم می‌شود. در شکل (۴) نواحی مختلف فضا با نقطه چین از هم متمایز شده‌اند (در واقع تقسیم بندی فضا

بزرگی را اختیار می‌کند. روند تغییرات گشتاور شانه را می‌توان بدین نحو توضیح داد که در مرحله تامین پایداری بدلیل وجود نیروی افقی قابل ملاحظه و همچنین حرکتی که در اثر وزن بالاتنه ایجاد می‌شود، اینرسی حرکتی بیمار بشدت افزایش می‌یابد و بیمار با تولید گشتاور مثبتی که در جهت عکس حرکت بالاتنه عمل می‌کند سرعت بالاتنه خود را در این مرحله کنترل می‌کند. از طرف دیگر در ابتدای مرحله صعود، بیمار با افزایش ناگهانی مقدار نیروی عمودی شانه، قصد خود را در برخاستن از روی صندلی عملی می‌سازد. و این مطلب، سرعت زاویه‌ای قابل ملاحظه‌ای را در بالاتنه بیمار ایجاد می‌کند. چنانچه عامل کنترل کننده‌ای برای این موضوع وجود نداشته باشد بیمار با یک عدم تعادل روبرو خواهد شد. از اینرو در این مرحله بیمار با تولید یک گشتاور منفی که در جهت عکس حرکت بالاتنه عمل می‌کند سرعت زاویه‌ای بالاتنه خود را کنترل می‌کند. بنابراین تضاد موجود بین جهت گشتاور لازم برای کنترل سرعت زاویه‌ای بالاتنه در دو مرحله تامین پایداری و صعود عامل تغییر علامت ناگهانی گشتاور شانه است.

همانگونه که بیمار با توجه به مرحله‌ای از عمل STS که در آن قرار دارد و همچنین سرعت زاویه‌ای بالاتنه خود، گشتاور شانه‌اش را کنترل می‌کند در اینجا نیز از متغیرهای زبانی STAB، AIM و ORIN برای تشکیل قواعد کنترل کننده استفاده شده است. از ترکیب مجموعه‌های فازی الصاق شده به این سه متغیر زبانی، می‌توان ۲۷ ترکیب متفاوت بدست می‌آید که قسمت مقدم قواعد را تشکیل می‌دهند از آنجا که در پایان عمل STS مقدار  $M_{sh}$  در عددی غیر صفر، تقریباً ثابت باقی مانده است از یک کنترل کننده PI برای کنترل  $M_{sh}$  استفاده شده است. قسمت تالی قاعده  $i$  ام با رابطه زیر مشخص می‌شود.

$$\Delta M_{sh}^i = 2(e^{\lambda Im^i orin\_gauge} - e^{-\lambda Im^i orin\_gauge}) - \lambda Pm^i \omega 3\_gauge \quad (i = 1, \dots, 27) \quad (12)$$

در کنترل کننده‌های فازی Sugeno، خروجی نهایی کنترل کننده از محاسبه متوسط وزن دار عملیات کنترلی قواعد بدست می‌آید [۷]. در این محاسبه، وزنها درجه صحت قواعد می‌باشند. با این توضیح مقدار نهایی مؤلفه‌های  $L_{sh}$  از روابط زیر بدست می‌آیند.

که قسمت مقدم قواعد کنترل  $Fx_{sh}$  را تشکیل می‌دهند. قسمت تالی قاعده  $i$  ام با رابطه زیر مشخص می‌گردد.

$$F_{x_{sh}}^i = \lambda P_x^i (e^{-3stab\_gauge} - e^{3stab\_gauge}) - \lambda D_x^i \times vx\_gauge \quad i = 1, \dots, 9 \quad (10)$$

در رابطه فوق  $\lambda P_x^i$  و  $\lambda D_x^i$  پارامترهای کنترل کننده می‌باشند. از آنجا که پس از دستیابی بیمار به نقطه نهایی مطلوب، مقدار  $Fx_{sh}$  به سمت صفر گرایش پیدا می‌کند، از یک کنترل کننده PD برای کنترل  $Fx_{sh}$  استفاده شده است.

در ابتدای مرحله صعود و در زمانی که بیمار از پایداری خود اطمینان حاصل کرده است (در حدود TB)، بیمار با افزایش ناگهانی  $Fy_{sh}$  خواست خود را در جهت برخاستن از روی صندلی به اجرا می‌گذارد.

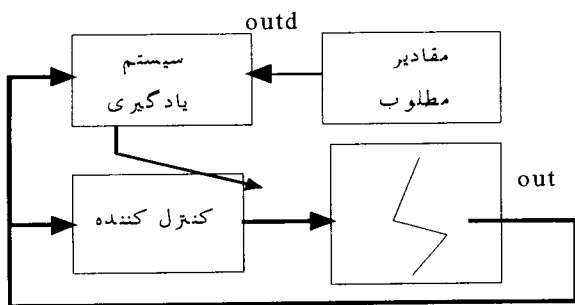
همانگونه که بیمار در تولید  $Fy_{sh}$  به میزان پایداری، فاصله از هدف و سرعت مرکز ثقل خود توجه دارد. در کنترل کننده ارائه شده نیز از ترکیب متغیرهای زبانی STAB، AIM و VY برای تشکیل قواعد کنترل کننده  $Fy_{sh}$  استفاده شده است. از ترکیب مجموعه‌های فازی الصاق شده به این سه متغیر زبانی، می‌توان ۲۷ ترکیب متفاوت بدست آورد که قسمت مقدم قواعد کنترل  $Fy_{sh}$  را تشکیل می‌دهند. از آنجا که در پایان عمل STS مقدار  $Fy_{sh}$  در عددی غیر صفر، تقریباً ثابت باقی مانده است از یک کنترل کننده PI برای کنترل  $Fy_{sh}$  استفاده شده است. از اینرو تغییرات  $Fy_{sh}$  کنترل می‌گردد. در رابطه (۱۱) میزان این تغییرات به ازای قاعده  $i$  ام مشخص شده است.

$$\Delta Fy_{sh}^i = \lambda Iy^i \times aim\_gauge - \lambda Py^i \times vy\_gauge \quad (i=1, \dots, 27) \quad (11)$$

در رابطه فوق  $\lambda Iy^i$  و  $\lambda Py^i$  پارامترهای کنترل کننده می‌باشند.

برسی روند تغییرات گشتاور شانه مشخص می‌سازد که در مرحله تامین پایداری گشتاور شانه بتدریج افزایش یافته در مرز مراحل تامین پایداری و صعود با افت شدیدی روبرو است بطوریکه با تغییر علامت، مقدار منفی نسبتاً

در روابط فوق  $E$  تابع خطا،  $out_i$  و  $out_d$  بترتیب خروجی جاری و مطلوب سیستم و  $\lambda$  پارامتری از کنترل کننده است که باید تنظیم شود.  $\beta_i$  ضریب مثبتی است که وزن خروجی  $i$ ام سیستم را در تصحیح پارامتر  $\lambda$  تعیین می‌کند. و  $\eta$  نیز ضریب مثبتی است که سرعت همگرایی پارامترهای کنترل کننده را مشخص می‌سازد. به این ترتیب سیر تغییر پارامترهای کنترل کننده در جهت کاهش تابع خطا خواهد بود.



شکل ۶: ارتباط مدل اسکلتی، سیستم یادگیری و کنترل کننده فازی

در اینجا برای تشکیل خروجی مطلوب سیستم از پردازش اطلاعات اندازه گیری استفاده شده است. این اطلاعات، نمونه برداری‌هایی با بسامد  $100\text{Hz}$  هستند که از حرکت بیمار بدست آمده‌اند. در فرایند یادگیری مقادیر  $stab$ ,  $aim$ ,  $orin$ ,  $vx$ ,  $vy$  و  $\omega_3$  (برای اختصار از ذکر پسوند  $_{gauge}$  صرف نظر شده است) از سیستم استخراج شده و با مقادیر مطلوب مقایسه می‌شوند تا براساس روابط (۱۶) و (۱۷) فرایند یادگیری انجام پذیرد. شکل (۶) نمایی از سیستم، کنترل کننده و سیستم یادگیری را نمایش می‌دهد.

به این ترتیب برای تنظیم پارامترهای کنترل کننده از روابط (۱۸) تا (۲۳) استفاده شده است (پسوند  $d$  معرف مقادیر مطلوب است).

$$E_1 = (stab_d - stab)^2 + 0.1 \times (vx_d - vx)^2$$

$$\Delta \lambda P_x^i = -0.0006 \times \partial E_1 / \partial \lambda P_x^i$$

(۱۸)

$$F_{x_{sh}} = \sum \alpha x^i \times F_{x_{sh}}^i / \sum \alpha x^i \quad (13)$$

$$\Delta F_{y_{sh}} = \sum \alpha y^j \times \Delta F_{y_{sh}}^j / \sum \alpha y^j \quad (14)$$

$$\Delta M_{sh} = \sum \alpha m^k \times \Delta M_{sh}^k / \sum \alpha m^k \quad (15)$$

در روابط فوق  $\alpha x^i$ ،  $\alpha y^j$  و  $\alpha m^k$  بترتیب درجه صحت قواعد تولید کننده  $F_{x_{sh}}$ ،  $F_{y_{sh}}$  و  $M_{sh}$  می‌باشند.

### تنظیم پارامترهای کنترل کننده

تنظیم پارامترهای کنترل کننده می‌تواند بر اساس یکی از دو روش زیر پایه ریزی شود.

الف) یکسان سازی  $L_{sh}$  بیمار مجازی (خروجی کنترل کننده فازی) با مقادیر اندازه‌گیری شده از بیمار واقعی.

ب) یکسان سازی نحوه حرکت بیمار مجازی و بیمار واقعی.

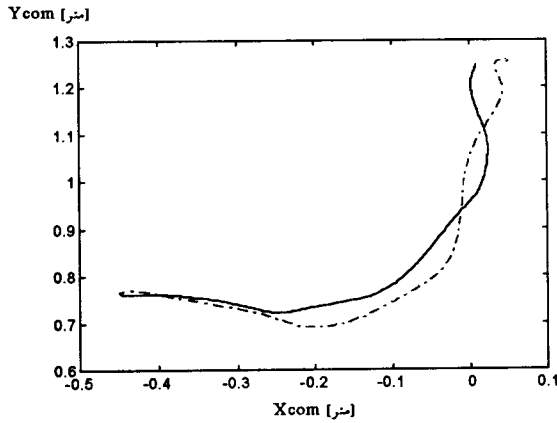
در صورت یکسان سازی  $L_{sh}$  در بیمار مجازی و بیمار واقعی بدلیل وجود خطای مدل سازی در مدل‌های موجود، بیمار مجازی با شیوه‌ای غیر همسان با شیوه حرکت بیمار واقعی عمل STS را انجام خواهد داد. بهمین دلیل با وجود سادگی الگوریتم یادگیری، این روش برای تنظیم پارامترهای کنترل کننده روش مناسبی نمی‌باشد. از این رو در اینجا برای تنظیم پارامترهای کنترل کننده از روش دوم استفاده شده است. با استفاده از این روش تنظیم پارامترهای کنترل کننده بگونه‌ای انجام می‌گیرد که ترکیب کنترل کننده فازی و مدل ساختار اسکلتی بیمار، خطای مدل سازی را تا حد امکان جبران کند.

در جهت تنظیم پارامترهای کنترل کننده از یک الگوریتم یادگیری با سرپرستی، براساس روش یادگیری پس انتشار خطا استفاده شده است. ساختار این روش بر پایه دو رابطه زیر استوار است [۹].

$$E = \sum \beta_i (out_d - out_i)^2 \quad (16)$$

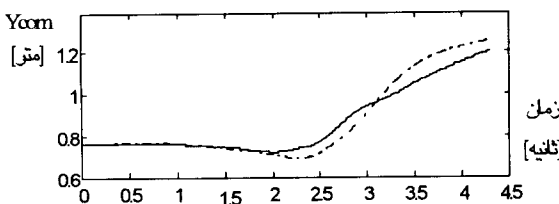
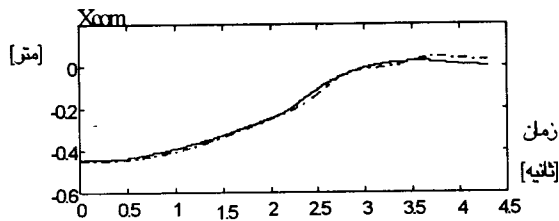
$$\Delta \lambda = -\eta \times \partial E / \partial \lambda \quad (17)$$





شکل ۷: نمودار تغییرات مرکز ثقل در صفحه X-Y بیمار واقعی خط چین، بیمار مجازی خط پر.

در شکل (۸) نمودار تغییرات مرکز ثقل بیمار مجازی بر حسب زمان رسم شده است. با توجه به این نمودار، مرکز ثقل بیمار مجازی نه تنها از مسیر مرکز ثقل بیمار واقعی عبور کرده است بلکه تطابق ایندو در طول زمان عمل STS، همواره رعایت شده است. از این دیدگاه کنترل کننده ارائه شده بخوبی از عهده شبیه سازی حرکات ارادی بیمار برآمده است.



شکل ۸: نمودار تغییرات مرکز ثقل بر حسب زمان بیمار واقعی خط چین، بیمار مجازی خط پر.

با تعریف تابع متوسط خطا که با رابطه (۲۴) بیان می‌شود، می‌توان مقدار خطای موجود بین مؤلفه‌های حرکت بیمار واقعی و بیمار مجازی را بصورت کمی نیز ملاحظه کرد.

$$E_2 = 0.1 \times (\text{stabd} - \text{stab})^2 + (\text{vxd} - \text{vx})^2$$

$$\Delta \lambda D x^i = -0.0006 \times \partial E_2 / \partial \lambda D x^i \quad (19)$$

$$E_3 = (\text{aimd} - \text{aim})^2 + 0.1 \times (\text{vyd} - \text{vy})^2$$

$$\Delta \lambda I y^i = -0.03 \times \partial E_3 / \partial \lambda I y^i \quad (20)$$

$$E_4 = 0.1 \times (\text{aimd} - \text{aim})^2 + (\text{vyd} - \text{vy})^2$$

$$\Delta \lambda P y^i = -0.03 \times \partial E_4 / \partial \lambda P y^i \quad (21)$$

$$E_5 = (\text{orind} - \text{orin})^2 + 0.1 \times (\omega 3d - \omega 3)^2$$

$$\Delta \lambda I m^i = -0.06 \times \partial E_5 / \partial \lambda I m^i \quad (22)$$

$$E_6 = 0.1 \times (\text{orind} - \text{orin})^2 + (\omega 3d - \omega 3)^2$$

$$\Delta \lambda P m^i = -0.06 \times \partial E_6 / \partial \lambda P m^i \quad (23)$$

پس از ۳۰ بار اعمال یادگیری بر روی تمامی نمونه‌ها، خروجی سیستم و خروجی مطلوب با خطای ناچیزی بر هم منطبق می‌شوند که در بخش بعد به توضیح این مطلب پرداخته می‌شود.

## نتایج شبیه سازی و نتیجه گیری

بررسی عملکرد کنترل کننده ارائه شده از دیدگاه تطابق مؤلفه‌های حرکت بیمار مجازی و بیمار واقعی انجام می‌پذیرد. در اولین قدم نحوه تغییرات مرکز ثقل بیمار مجازی مورد توجه قرار می‌گیرد. از این دیدگاه، تطابق تغییرات مرکز ثقل بیمار مجازی با مقادیر اندازه‌گیری شده بخوبی انجام گرفته است.

همانگونه که در شکل (۷) ملاحظه می‌شود مرکز ثقل بیمار مجازی با خطای ناچیزی بر مسیر حرکت مرکز ثقل بیمار واقعی منطبق شده است و تمامی مراحل سه گانه عمل STS در حرکت بیمار مجازی مشاهده می‌شود.

بودن روند تغییرات  $L_{sh}$  در بیمار مجازی و بیمار واقعی، در پاره‌ای موارد مقدار آنها دارای اختلافاتی است.

با توجه به توضیحاتی که در مبحث یادگیری آمده است، بدلیل وجود خطای مدل سازی و خطای اندازه‌گیری، اختلاف بین مقادیر محاسبه شده و اندازه‌گیری شده  $L_{sh}$  امری اجتناب ناپذیر است. بعنوان مثال در هنگامی که بیمار بر روی صندلی قرار دارد مهمترین عاملی که باعث خطا در مدل سازی میشود نقطه‌ای فرض کردن تماس بین بیمار و صندلی است. در واقع تماس بین بیمار و صندلی یک تماس سطحی است که در مدل‌های ارائه شده در مقالات (مانند مرجع [۳]) این نکته برای سادگی نادیده گرفته می‌شود. همچنین در مرحله صعود، تغییراتی در طول بالاتنه بیماران ضایعه نخاعی مشاهده می‌شود که این مطلب را می‌توان به ساختار انعطاف پذیر ستون مهره‌ها نسبت داد. اما در مدل‌های موجود، برای سادگی، مدل ساختار اسکلتی انسان بصورت ترکیبی از اجزاء صلب در نظر گرفته می‌شود. برای به حداقل رساندن تاثیر خطای مدل سازی در شبیه سازیهای انجام شده، پارامترهای کنترل کننده بر اساس یکسان سازی نحوه حرکت بیمار مجازی با نحوه حرکت بیمار واقعی تنظیم شده‌اند. هر چند استفاده از روش فوق، دشواری محاسبات فرایند یادگیری را بهمراه دارد اما باعث می‌شود کنترل کننده فازی ارائه شده و مدل ساختار اسکلتی در ترکیب با هم خطای مدل سازی را تا حد امکان جبران کنند. با استفاده از این روش، در طول عمل STS، مقادیر محاسبه شده و اندازه‌گیری شده  $L_{sh}$  دقیقاً یکسان نیستند اما نتیجه کار که یکسان بودن نحوه حرکت بیمار مجازی و بیمار واقعی است حاصل شده است.

نتیجه مهمی که از توضیحات فوق بدست می‌آید این است که در ادامه کار برای لحاظ کردن حرکات ارادی بیماران در محاسبات کنترل کننده‌های FES، لازم است به نحوه تغییرات مؤلفه‌های حرکت بیمار مجازی توجه شود، هر چند توجه به روند تغییرات  $L_{sh}$  کنترل کننده فازی نیز می‌تواند کمک شایان توجهی به طراحی موفقیت آمیز کنترل کننده‌های FES بنماید. به این ترتیب می‌توان امیدوار بود که در ادامه کار کنترل کننده FES ای طراحی شود که در محاسبات آن حرکات ارادی بالاتنه منظور شده باشد.

$$\bar{E}_U = 100 \times \frac{\int_{t_0}^{t_f} |U_d - U_v| dt}{\int_{t_0}^{t_f} |U_d| dt} \quad (24)$$

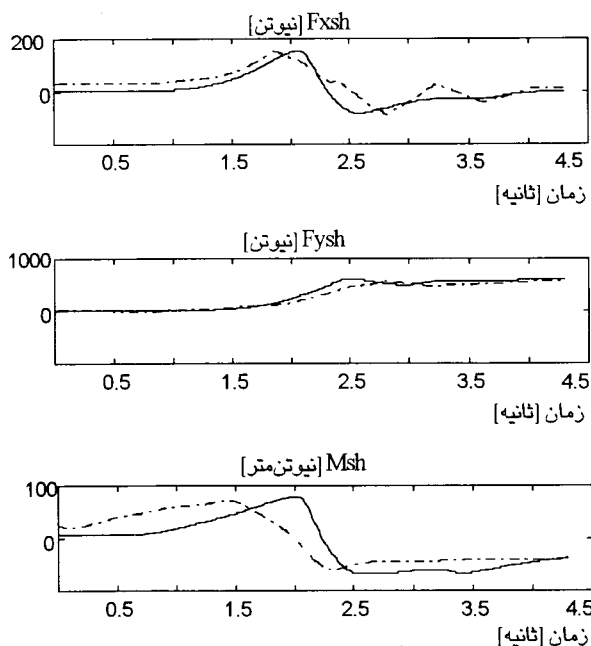
در رابطه فوق  $U$  متغیر مورد بررسی برای تعیین خطای متوسط و اندیسهای  $d$  و  $v$  نیز بترتیب نمایانگر تعلق متغیر  $U$  به بیمار واقعی و بیمار مجازی می‌باشند. چنانچه مقدار متوسط خطا در فاصله زمانی صفر تا  $4/5$  ثانیه محاسبه شود نتایج زیر به دست خواهد آمد.

$$\bar{E}_{Xcom} = \%9.9$$

$$\bar{E}_{Ycom} = \%4$$

$$\bar{E}_{\theta 3} = \%4.2$$

با توجه به این نتایج بطور متوسط خطایی در حدود  $6/04$  درصد را بین مؤلفه‌های حرکت بیمار واقعی و بیمار مجازی می‌توان مشاهده کرد.



شکل ۹: نمودار تغییرات  $L_{sh}$  بر حسب زمان بیمار واقعی خط چین، بیمار مجازی خط پر.

مقایسه نمودار تغییرات  $L_{sh}$  بیمار مجازی و بیمار واقعی نیز نکات حائز اهمیتی را روشن می‌سازد. همانگونه که در شکل (۹) نشان داده شده است، با وجود یکسان

## مراجع

- 1 - Winter, D.A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley and Sons Inc.
- 2 - Mulder, A. J., Veltink, P. H. and Boom, H. B. k. (1992). "On / Off control in FES-induced standing up: a model study and experiments." *Medical & Biological Engineering & Computing.*, Vol. 30, 205-212
- 3 - Pandy, M. G., Garner, B. A. and Anderson, F. C. (1995). "Optimal control of Non-ballistic muscular movements: A constraint-based performance criterion for rising from a chair.", *Journal of Biomechanical Engineering.*, Vol. 117, 15-26
- 4 - Bahrami, F., Riener, R. and Schmidt, G. (1997). "Arm-supported standing up: A comparative study." *Proc., 2nd Annual Conf. of International Functional Stimulation Society., Burnaby, Canada*
- 5 - Hemami, Jaswa, V. C. (1978). "On a three-link model of dynamics of standing up and sitting down.", *IEEE. trans. on Syst., Man, and Cybern.*, Vol. 8, No. 2, 115-120.
- 6 - Riener, R. and Edrich, T. (1997). "Significance of passive elastic." *Proc., 2nd Annual Conf. of International Functional Stimulation Society., Burnaby, Canada*
- 7 - Zimmermann, H. J. (1996). *Fuzzy set theory and Its applications*. Kluwer Academic Publishers.
- 8 - Takagi, T. and Sugeno, M. (1985). "Fuzzy identification of systems and Its applications to modeling and control." *IEEE. trans. on Syst., Man, and Cybern.*, Vol. 15, No. 1, 116-132.
- 9 - Roger Jang, J. S. (1993). "ANFIS: Adaptive-Network-Based Fuzzy Interence System.", *IEEE trans. on Syst., Man, and Cybern.*, Vol. 23, No. 3, 665-684.

## کلید واژه ها :

- 1 - Founctional electrical stimulation
- 2 - Sit to Stand
- 3 - Central nervouse system

روش تحریک الکتریکی عملکردی  
ضایعه نخاعی  
سیستم اعصاب مرکزی

