



بررسی اثر موقعیت کف پاها در عملکرد یک ساختار سلسله مراتبی و مدولار برای طراحی حرکت برخاستن از صندلی

مهدی عسکری شاهی^۱ و شهرام هادیان جزی^{۲*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، مکترونیک، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان

^۲ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان

تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۰۳/۱۰؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۴/۱۱/۰۱؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۰۷/۲۴

چکیده

محققان بسیاری در علم حرکت‌شناسی انسان، به دنبال بررسی نقش و عملکرد سیستم اعصاب مرکزی در طراحی حرکت‌های مختلف انسان بوده‌اند. برای این منظور، پژوهشگران مدل‌های مختلفی ارائه داده‌اند. یکی از این مدل‌ها که طی سال‌های اخیر توسعه داده شده است، یک مدل سلسله مراتبی و مدولار است که به منظور بررسی نقش سیستم اعصاب مرکزی در طراحی حرکت برخاستن از صندلی طراحی شده است. این مدل در برابر شرایطی نظیر، ارتفاع صندلی توانسته به شکل مناسبی رفتار سیستم مرکزی اعصاب را شبیه‌سازی کند. به همین دلیل نویسندگان این مقاله در تحقیقات خود به بررسی توانایی‌های این مدل در برخورد با شرط محیطی موقعیت کف پا پرداخته‌اند. به این منظور ابتدا در آزمایشگاه، حرکت برخاستن از صندلی با موقعیت‌های مختلف کف پا ثبت و سپس حرکات ثبت شده با نتایج حاصل از طراحی مسیر انجام شده توسط مدل مقایسه شده است. به این منظور، حرکت برخاستن از صندلی به ازای ۵ موقعیت قرارگیری مختلف کف پا ثبت شد که ۳ حرکت برای آموزش آگوریتیم و ۲ حرکت برای ارزیابی آن استفاده شد. نتایج نشان داد، بیشترین مقدار خطای مفصل مچ، زانو و ران به ترتیب، ۰/۱۲۲، ۰/۰۶۹ و ۰/۰۹۲ رادیان است که بر اساس آنچه در مطالعات دیگر پیشنهاد شده، حداکثر خطای مجاز ۰/۱۷ رادیان، در محدوده قابل قبول قرار دارد. نتایج بدست آمده نشان می‌دهد، مدل مورد نظر توانایی مناسبی در طراحی حرکت برخاستن از صندلی دارد.

کلمات کلیدی: علم کنترل حرکت؛ ساختار سلسله مراتبی و مدولار؛ برخاستن از صندلی؛ موقعیت کف پاها.

Exploring the Effect of Foot Position on Performance of a Modular and Hierarchical Movement Planner in Planning the Sit-to-Stand Transfer

M. Askarishahi¹, S. Hadian Jazi^{2,*}

¹ M.Sc. Student, Department of Mechanical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

² Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

Abstract

Many researchers in the science of human behavior explore the role and function of the central nervous system (CNS) in planning and controlling of human movements. To this end, researchers have presented several different models. In present research a computer simulation of CNS's performance in designing the Sit-to-Stand transfer, which has been recently presented, is developed. This motion simulator is a modular and hierarchical movement planner (MHMP), based on decomposition hypothesis. In this paper the effect of foot position, as an environmental condition, is explored. The performance of the MHMP is evaluated with experimental captured motion. To this end, sit to stand motion is captured for five different foot position. Among these five motions, three motions are used to train the MHMP and the remaining motions are used for evaluating its performance. Results show that the maximum error of ankle, knee and hip angles are 0.122, 0.069 and 0.092 (radian) respectively. The maximum allowed error, suggested in researches, is 0.17(radian). The results show that the MHMP has a good performance in planning the motion phases under this condition.

Keywords: Motor Control; Modular and Hierarchical Structure; Sit-to-Stand Transfer; Foot Position.

۱- مقدمه

بررسی‌های محققان نشان می‌دهد که به احتمال زیاد سیستم کنترل حرکت انسان از سه سطح طراحی حرکتی، برنامه‌ریزی و اجرای حرکت تشکیل شده است و به صورت سلسله مراتبی عمل می‌کند [۱]. سطح طراحی حرکت، بالاترین سطح در سیستم کنترل حرکت است که در آن یک طرح ابتدایی از حرکت مطلوب تولید می‌شود. سطح برنامه‌ریزی، به عنوان سطح دوم با استفاده از این طرح ابتدایی فرمان‌های لازم برای ارسال به عضلات را آماده می‌کند و در پایان بخش، اجرای حرکت با استفاده از فرمان‌های بخش قبل و عضلات، آن حرکت را اجرا می‌کند.

محققان زیادی در زمینه بررسی نحوه عملکرد سیستم اعصاب مرکزی در طراحی‌ریزی و کنترل حرکت در سال‌های اخیر فعالیت کرده‌اند و مدل‌های مختلفی برای شبیه‌سازی این سیستم ارایه کرده‌اند. این مدل‌ها را به صورت کلی می‌توان به دو دسته مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی و مدل‌های مبتنی بر داده تقسیم بندی کرد.

در زمینه مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی، نخستین بار، فلاش در ۱۹۸۵ برای طرح حرکات رسنده‌ی دست در صفحه افقی، اندیس کمترین جرک را پیشنهاد کرد [۲]. به اعتقاد وی، به دلیل نرمی زیاد حرکت دست، پنجه دست مسیری با کمترین تغییرات شتاب را می‌پیماید؛ اما اونو در ۱۹۸۹ بیان داشت که با کمینه کردن تغییرات گشتاور مفاصل ضمن تولید حرکات نرم، گستره وسیع‌تری از حرکات دست را می‌توان تولید کرد [۳].

پاندی در ۱۹۹۵ شاخص‌های متعددی همچون، کمترین نیروی عضلات و کمترین زمان حرکت را برای طرح حرکت برخاستن از صندلی مورد بررسی قرار داد [۴]. مقایسه حرکات‌های طرح شده با نتایج ثبت شده آزمایشگاهی، نشان از وجود اختلاف معناداری بین این دو داشت. بهرامی در ۱۹۹۹ سعی کرد تا با ایده توابع هدف ترکیبی، حرکت برخاستن از صندلی را به شیوه بهتری طراحی کند، ولی نتایج به‌دست آمده توسط وی نیز با نتایج ثبت شده آزمایشگاهی تفاوت زیادی داشت [۵].

این مطالعات نشان می‌داد، مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی اغلب در طرح حرکات ساده انسان موفق هستند و با پیچیده‌تر شدن حرکات، همانند حرکت برخاستن از

صندلی، توانایی این مدل‌ها در طراحی حرکتی کاهش می‌یابد.

در حالت کلی، با اینکه مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی برخی از حرکات و ویژگی‌های حرکتی انسان را به خوبی شبیه‌سازی می‌کنند، ولی بسیاری از قابلیت‌های اساسی انسان در تولید حرکات پیچیده را نادیده می‌گیرند. از طرف دیگر به نظر نمی‌رسد سیستم اعصاب مرکزی برای تولید تک‌تک حرکات، از بهینه‌سازی استفاده نماید. همان‌طور که سیزک در ۲۰۰۵ اشاره نمود، اگر حرکتی بخواهد در تمامی جنبه‌های حرکتی بهینه باشد، باید بار محاسباتی سنگینی را بر سیستم اعصاب مرکزی اعمال نماید [۶].

دسته دوم مدل‌های مورد استفاده در طرح‌ریزی حرکت‌های انسان، مدل‌های مبتنی بر داده هستند. در این مدل‌ها، مجموعه‌ای از داده‌های تجربی و آزمایشگاهی جهت ایجاد یک پایگاه داده^۱ برای حرکت خاص، مورد استفاده قرار می‌گیرد. با استفاده از این پایگاه داده و بر اساس برخی از ویژگی‌های فیزیکی شخص (همچون طول، جرم و اینرسی عضوها) و یا ویژگی‌های حرکتی (همچون موقعیت شروع و خاتمه‌ی حرکت)، حرکت مطلوب از میان حرکات ذخیره شده استخراج می‌شود.

از بین مدل‌های مبتنی بر داده ارایه شده، می‌توان به کارهای عمادی و همکاران در ۲۰۰۴ اشاره کرد [۷]. آنها یک شبکه عصبی مصنوعی^۲ ارایه کردند که به کمک یک شبکه شامل اجزای حرکتی که قبلاً آموزش داده شده بود، حالت‌های سیستم، انسان، در طول مسیر حرکت را تخمین می‌زد. این حالت‌ها شامل، موقعیت، سرعت و شتاب سیستم بود و به کمک آنها مسیر حرکت در فضای مفاصل برای حرکت برخاستن از صندلی طراحی می‌شد. کانگلی در ۲۰۰۸ با استفاده از روش‌های مبتنی بر شبکه‌های عصبی برای شناسایی سیستم^۳، رابطه میان فعالیت الکتریکی عضلات و گشتاور مفاصل را در حرکت برخاستن از صندلی مورد مطالعه قرار داد و مدلی برای این رابطه ارایه داد [۸]. این کار توسط آنالیز حرکت انسان انجام شد که در آزمایشگاه ثبت شده بود. همچنین کو و ناسوم در ۲۰۰۹، با به‌کارگیری منطق فازی

¹ Data Base

² Artificial Neural Network

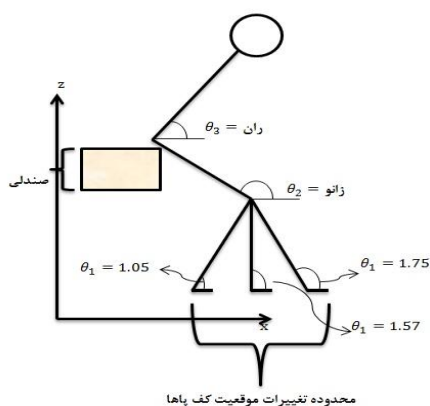
³ System Identification

مطالعه این حرکت در بین توان‌بخش‌ها و در حوزه‌های توان‌بخشی، از اهمیت بالایی برخوردار است [۱۶]. از سوی دیگر، تأثیر پارامترهایی همچون، ارتفاع صندلی، موقعیت کف پا، سطح اتکا پا، وضعیت دست‌ها و حتی وضعیت سر و چشم روی حرکت، باعث شده تا گستره وسیعی از مطالعات در جهت شناخت استراتژی‌های حرکتی در این عمل صورت پذیرد [۱۷، ۱۸].

صادقی و همکارانش نیز در [۱۴]، ارتفاع صندلی و طول سطح اتکا پاها را به عنوان دو شرط محیطی تأثیرگذار بر این نوع از حرکت در نظر گرفتند. آن‌ها از شبکه‌های خطی برای هر مفصل و مستقل از حرکت مفاصل دیگر استفاده کردند؛ همچنین آن‌ها آزمایش‌های خود را در دو حالت جداگانه و فقط برای تغییرات ارتفاع صندلی و تغییرات تکیه‌گاه کف پا در نظر گرفتند.

یکی از شرایط محیطی که تأثیر به‌سزایی بر حرکت برخاستن از صندلی دارد، موقعیت کف پاها است [۲، ۱۹]. تجربه شخصی هر فرد به‌گونه‌ای است که با تنظیم موقعیت افقی کف پاها، حرکت برخاستن از صندلی را به شکل راحت‌تری انجام می‌دهد [۱۷]. تحقیقات کاواگو نشان می‌دهد که فاصله بین مرکز ثقل بدن و موقعیت مرکز فشار در پاها فاکتور مهمی است [۱۷].

به‌همین منظور در این مقاله برای ارتفاع صندلی ثابت، تغییر موقعیت کف پاها در حرکت برخاستن از صندلی مورد مطالعه قرار می‌گیرد و توانایی الگوریتم MHMP در این مورد ارزیابی می‌شود. شکل ۱، نحوه برخاستن از صندلی به ازای تغییر موقعیت کف پاها را نمایش می‌دهد.



شکل ۱- برخاستن از صندلی به ازای تغییر موقعیت کف پاها

نسخه اصلاح‌شده‌ای از مدل‌های مبتنی بر داده را توسعه دادند [۹]. در این مدل، حرکات ثبت شده برای ایجاد قوانین فازی به کار گرفته شدند و پارامترهای توابع عضویت^۱ آن با استفاده از کمینه کردن اختلاف میان حرکات ثبت شده و حرکت شبیه‌سازی شده تعیین می‌شدند.

به‌طور کلی، روش‌های مبتنی بر داده به دلیل تکیه بر داده‌های آزمایشگاهی، نیاز به محاسباتی اندکی دارند؛ ضمن آنکه نتایج مناسب‌تری نیز نسبت به مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی از خود نشان می‌دهند. از طرف دیگر، چون بر داده‌های ثبت شده خاص تکیه دارند، لذا جامعیت ندارند و این از معایب این‌گونه روش‌ها است.

به این ترتیب همچنان این سوال مطرح است که سیستم اعصاب مرکزی انسان چگونه قادر است، حرکات ارادی انسان را طرح‌ریزی کند؟

بسیاری از محققان به این نتیجه رسیده‌اند که یک ساختار سلسله مراتبی که مساله طراحی مسیر را به زیرمساله‌های مختلف شکسته و آن‌ها را حل می‌نماید، می‌تواند پاسخی به این سوال باشد [۱۰-۱۳].

در این راستا صادقی و همکارانش در ۲۰۱۳، به ارایه یک ساختار طراح مسیر سلسله مراتبی و مدولار^۲ (MHMP)، به منظور تجزیه و تحلیل و طراحی حرکت برخاستن از صندلی تحت شرایط مختلف محیطی پرداختند [۱۴]. آن‌ها یکی از متداول‌ترین حرکات ارادی انسان را که روزانه بارها انجام می‌شود، مورد بررسی قرار دادند. این حرکت عبارت از حرکت برخاستن از صندلی است. در این حرکت، بدن انسان از یک موقعیت پایدار شده توسط تکیه‌گاه (صندلی)، به حالت ایستاده منتقل می‌شود. به‌گونه‌ای که در حین حرکت، تعادل شخص باید برقرار باشد. از این‌رو، به لحاظ ملاحظات پایداری و مقدار گشتاورهای تولیدی در مفاصل، حرکت برخاستن از صندلی به‌عنوان مکانیکی‌ترین حرکت روزمره، حتی قبل از حرکاتی مثل بالا رفتن از پله معرفی می‌شود [۱۵]؛ اگرچه این حرکت در افراد بالغ و سالم، حتی به‌صورت ناخودآگاه صورت می‌گیرد، اما افراد کهن‌سال و یا بیماران دچار نقص حرکتی، در اجرای آن با مشکلات عدیده‌ای روبرو هستند. از این‌رو،

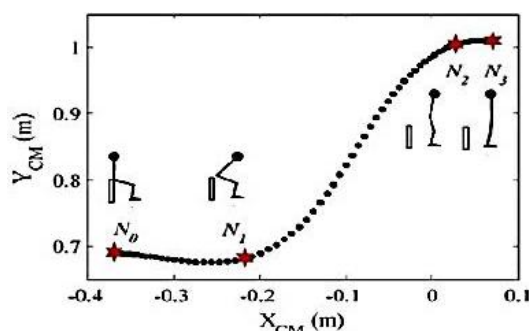
^۱ Membership Function

^۲ Modular and Hierarchical Movement Planner

۲- تجزیه حرکت

در بحث طراحی حرکت توسط سیستم اعصاب مرکزی فرض بر آن است که این سیستم حرکات پیچیده را به چند زیر حرکت تقسیم می‌کند [۲۰]. به این ترتیب، اگر حرکتی از n فاز حرکتی تشکیل شده باشد، دارای $n+1$ گره برای اتصال این فازها به یکدیگر است. با این وجود، تعیین تعداد این فازها و مرزبندی آن‌ها همواره به صورت کیفی، و نه به طور دقیق، مشخص شده است.

محققان با بررسی حرکت برخاستن از صندلی و تحلیل‌های آماری نشان دادند که موقعیت فضایی مرکز جرم بدن در طول حرکت، یک متغیر تحت کنترل و تأثیر گذار در سیستم اعصاب به شمار می‌رود [۱۸، ۲۱]. در این پژوهش، همانند [۱۵، ۲۰] حرکت برخاستن از صندلی سه فازی در نظر گرفته می‌شود. این سه فاز شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲- تفکیک فازبندی حرکت برخاستن از صندلی برای تعیین شده است [۲۱]. XY حرکت مرکز جرم در صفحه

همان‌گونه که مشاهده می‌شود، فاز اول حرکت (N0) تا (N1) مقارن است با انتقال افقی مرکز جرم به سمت جلو که بیانگر ایجاد یک مومنتوم خطی جهت جدا شدن از صندلی است. این فاز حرکتی، فاز انتقال افقی مرکز جرم و یا به اختصار، فاز انتقال افقی نامیده می‌شود. در فاز دوم حرکت (N1 تا N2)، مرکز جرم، حرکت عمودی خود را به سمت موقعیت نهایی پیش می‌گیرد. این فاز حرکتی، فاز انتقال عمودی نامیده می‌شود. در آخرین مرحله از حرکت، زمانی که مرکز جرم از نظر موقعیت عمودی در بالاترین نقطه قرار می‌گیرد، یک جابه‌جایی افقی کوچک به سمت جلو مشاهده می‌شود. علت این جابه‌جایی پایدارسازی سیستم حرکتی و

تنظیم موقعیت مرکز فشار در کف پاهاست. از این رو، فاز سوم حرکت (N2 تا N3) فاز پایدارسازی نامیده می‌شود.

۳- مدل طراح مسیر سلسله مراتبی و مدولار

ساختار سلسله مراتبی مدل، از چهار بخش عملکردی تشکیل شده است (شکل ۳). این بخش‌ها در سه سطح متفاوت جای می‌گیرند. در سطح میانی، چندین مدل تخمین‌گر سینماتیک^۱ (KEM)، وظیفه‌ی تخمین یا پیش‌بینی اطلاعات سینماتیکی مفاصل در گره‌های میانی^۲ (KIN) را بر عهده دارند. درون هر KEM، به تعداد مفاصل درگیر در حرکت، شبکه‌های خطی وجود دارد، به طوری که هر شبکه خطی فقط مسئول تخمین سینماتیک حرکت در یکی از مفاصل است (شکل ۴). یک مدول تعیین مسئولیت^۳ (GM)، وظیفه‌ی هر KEM در قبال شرایط جدید را جهت تخمین سینماتیک سیستم مشخص می‌نماید. این کار توسط تخصیص ضرایبی (α) برای خروجی هر KEM صورت می‌پذیرد. فرض کنید KIN_j اطلاعات سینماتیکی به دست آمده از تخمین گر j ام باشد. در این صورت، اطلاعات سینماتیکی نهایی (KIN_f) که توسط مدول تعیین مسئولیت کنترل می‌شود، مطابق با رابطه (۱) خواهد بود.

$$KIN_f = \sum_{j=1}^n \alpha_j \times KIN_j \quad (1)$$

برای توصیف عملکرد مدول تعیین مسئولیت، از یک بلوک فازی با منطق تاکاگی-سوگنو^۴ بهره گرفته شده است که الهام گرفته از نحوه تصمیم‌گیری و انتخاب انسان است [۲۲].

در سطح بالاتر، مدول تخمین‌گر زمان^۵ (TEM) قرار دارد که زمان مناسب جهت اجرای حرکت در شرایط متفاوت را محاسبه می‌کند. مدول تخمین‌گر زمان وظیفه دارد تا زمان هر یک از فازهای حرکتی را محاسبه کند. مدول تخمین‌گر زمان، از یک شبکه خطی تشکیل شده است که می‌آموزد تحت شرایط محیطی متعدد، زمان مورد نیاز برای اجرای حرکت در هر فاز حرکتی را تعیین نماید. نویسندگان این تحقیق در [۲۳] نشان دادند که اگر همانند مدول‌های

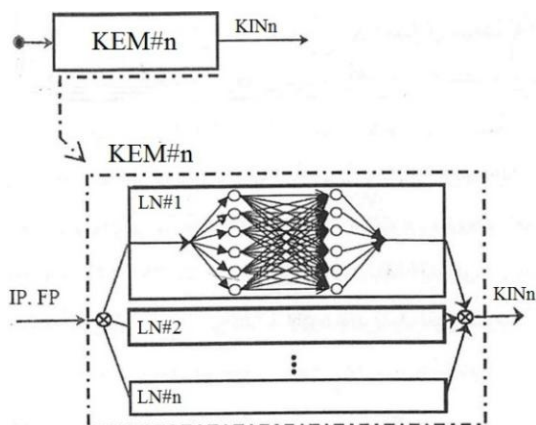
¹ Kinematic Estimator Module

² Kinematic Information of via-Nodes

³ Gating Module

⁴ Takagi-Sugeno

⁵ Time Estimator Module



شکل ۴- شبکه‌های خطی موجود در هر KEM [۲۴]

۴- داده‌های آزمایشگاهی

در مطالعه حاضر، داده‌های مورد نیاز در آزمایشگاه ثبت حرکت در دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان جمع‌آوری شده است (شکل ۵). آزمایشگاه به دوربین‌های ثبت حرکت و صفحه اندازه‌گیری نیرو مجهز است. دوربین‌های به‌کاررفته در آزمایشگاه ثبت حرکت، از نوع دوربین‌های پرسرعت اکوس^۸ هستند. این دوربین‌ها، به نشان‌گرهای مخصوص به خود حساس بوده، حرکت آن‌ها را در فضا ثبت و ذخیره می‌نمایند. برای ثبت حرکت قسمتی از بدن، کافی است نشان‌گر مخصوص را به آن قسمت چسباند و دوربین به‌گونه‌ای تنظیم شود که محدوده حرکت نشان‌گر را پوشش دهد.

با تنظیم دوربین‌ها برای حالت ایده آل (سرعت ۱۲۰ هرتز) و استفاده از نشان‌گرهای کروی با قطر ۸ میلی‌متر، می‌توان مسیر فضایی را با دقت ۰/۴ میلی‌متر اندازه‌گیری کرد. برای اطمینان از ثبت حرکت نشان‌گرها در تمامی لحظات حرکت، از ۷ دوربین در نقاط مختلف بهره گرفته شده است.

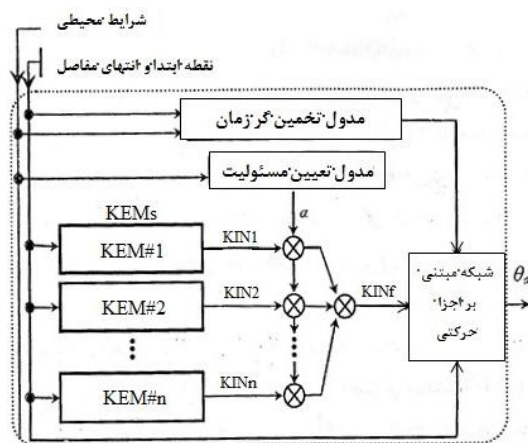
حرکت برخاستن از صندلی برای افراد سالم نسبت به صفحه جانبی دارای تقارن است. از این‌رو، فقط کافی است حرکت برای یک سمت از بدن ثبت شوند [۲۵]. در این مطالعه، تمامی دوربین‌ها در سمت چپ شخص واقع شده، نشان‌گرها نیز فقط در همان سمت جایگذاری می‌شوند. جهت

تخمین‌گر سینماتیک، به جای یک تخمین‌گر زمان، از چند تخمین‌گر هم‌زمان استفاده شود و نتیجه نهایی توسط مدول تعیین مسئولیت تعیین شود، کارایی الگوریتم در مقابله با شرایط متفاوت بهتر خواهد بود.

در نهایت، KIN نهایی و زمان به دست آمده، به یک شبکه مبتنی بر اجزای حرکتی^۱ (MEBN) در سطح پایین‌تر ارسال می‌شوند. وظیفه MEBN، ایجاد مسیر زاویه‌ای مفصل بر اساس راهبرد جرک کمینه و با توجه به اطلاعات سینماتیکی دریافتی از لایه قبل است (شکل ۳).

موقعیت زاویه‌ای ابتدای مفصل^۲ (IP) و انتهای مفصل^۳ (FP) به همراه یک سیگنال تعیین‌کننده شرایط محیطی^۴ (C)، به‌عنوان ورودی‌های مدل شناخته می‌شوند. منبع درک موقعیت زاویه‌ای مفصل، سامانه‌های حسی تعبیه شده در بدن هستند که به درک موقعیت بدن کمک می‌کنند. از میان این حس‌ها می‌توان به حس بینایی، حس عمقی^۵ و حس دهلیزی^۶ اشاره کرد. ورودی C نیز، از سامانه‌های حسی خارجی^۷ تأمین می‌شود که حس لامسه و بینایی از مهم‌ترین آن‌ها هستند.

جزئیات این الگوریتم را می‌توان در [۲۳] مشاهده کرد.



شکل ۳- نمای کلی الگوریتم MHMP [۲۴]

^۱ Movement Element Based Network

^۲ Initial Point

^۳ Final Point

^۴ Environmental Condition

^۵ Proprioception

^۶ Vestibular sense

^۷ Haptic Perception

^۸ Oqus

و سر، تنها یک درجه آزادی قائل بود. برای از بین بردن اثر دست‌ها هنگام حرکت، لازم است کف دست‌ها روی سینه قرار گرفته، آرنج‌ها به بالاتنه چسبیده باشد. سرعت انجام حرکت نیز، از عوامل تأثیرگذار در روند حرکت به شمار می‌رود. معمولاً حرکات در سه سطح آهسته، متوسط و سریع اندازه‌گیری می‌شوند. در این مطالعه، حرکات به صورت متوسط انجام می‌پذیرد.

پس از ثبت و ذخیره‌سازی اطلاعات حرکت توسط دوربین‌ها، به کمک نرم‌افزار تحلیل حرکت^۱ QTM، نیروهای به دست آمده از کف پا و مسیر فضایی هر یک از نشان‌گرها هماهنگ‌سازی می‌شوند (منظور از هماهنگ‌سازی این است که ۷ دوربین حرکت را ثبت می‌کند و نرم افزار داده‌های خروجی این ۷ دوربین را با هم ترکیب می‌کند و در نهایت موقعیت فضایی هر نشانگر را به عنوان خروجی ارائه می‌دهد). در نهایت، با استفاده از سینماتیک معکوس، مسیر فضایی نشان‌گرها به مسیر زاویه‌ای مفاصل مچ، زانو و لگن تبدیل می‌شوند.

۵- آموزش مدول‌ها

حرکت به ازای ۵ شرط محیطی مختلف ثبت شده است. از این ۵ مجموعه، داده‌های مربوط به ۳ مجموعه برای آموزش مدل و ۲ مجموعه دیگر برای ارزیابی مدل به کار می‌رود. داده‌های مربوط به زوایای مچ، ۱/۰۵، ۱/۵۷ و ۱/۷۸ رادیان جهت آموزش مدول‌ها به کار می‌رود. اطلاعات سینماتیکی گره‌های میانی از مسیرهای موجود استخراج شده و مدول‌های تخمین‌گر سینماتیک و زمان آموزش می‌بینند. مسئله دارای ۳ شرط آموزشی است، پس ۳ مدول تخمین‌گر سینماتیک و ۳ مدول تخمین‌گر زمان در نظر گرفته می‌شوند. مدول‌های شماره ۱، ۲ و ۳ به ترتیب، به زوایای مچ ۱/۰۵، ۱/۵۷ و ۱/۷۸ اختصاص می‌یابند.

۶- ارزیابی الگوریتم

حرکت به ازای هر شرط محیطی به تعداد ۱۰ بار در آزمایشگاه ثبت شده است. برای هر یک از دو شرط ارزیابی محیطی، موقعیت ابتدا و انتهای مسیر هر یک از مفاصل از

ثبت حرکت از ۵ نشان‌گر در نقاط مختلف استفاده شد که عبارتند از: یک نشان‌گر در محل اتصال استخوان ران به لگن، یک نشان‌گر در زانو، یک نشان‌گر روی قوزک پا و یکی نیز در قسمت پنجه‌ی پا (شکل ۵).



شکل ۵- آزمایشگاه ثبت حرکت، در دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

نمونه مورد مطالعه، شخص سالم و بدون هیچ‌گونه سابقه درد مفاصل ناشی از بیماری‌های حرکتی است. سن، وزن و بلندی قامت شخص به ترتیب ۲۶ سال، ۷۹ کیلوگرم و ۱۷۹ سانتی‌متر است.

حرکت موردنظر در ۵ شرایط محیطی مختلف ثبت شده است. در هر حالت، ارتفاع صندلی ثابت و برابر با ۴۸ سانتی‌متر است و تنها عامل متغیر، موقعیت افقی کف پاها است. در حالت اول، شخص تا حد ممکن کف پای خود را عقب می‌آورد، به شرطی که کف پا به صورت کامل با زمین در تماس باشد. در حالت اول، زاویه اولیه مچ، ۱/۰۵ رادیان است. در حالت دوم، شخص کف پا را جلوتر آورده و زاویه اولیه مچ ۱/۲۵ رادیان است. در حالت سوم، زاویه اولیه مچ به صورت عمودی قرار می‌گیرد. زاویه اولیه مچ برای دو حالت دیگر برابر با ۱/۶۸ و ۱/۷۵ رادیان در نظر گرفته می‌شود. در کل برای هر حالت ذکر شده آزمایش به تعداد ۱۰ بار تکرار شده است. در تمامی حرکات، پاها به اندازه‌ی عرض شانه باز است؛ همچنین شخص در لبه صندلی می‌نشیند تا فرض تماس نقطه‌ای بدن با صندلی رعایت شود. حرکت سر نسبت به بالاتنه، صلب است. بدین ترتیب می‌توان برای حرکت بالاتنه

^۱ Qualisys Track Manager

حالت به صورت، $\alpha_1 = 0$ ، $\alpha_2 = 0.39$ و $\alpha_3 = 0.61$ است، پس برای طراحی حرکت در این حالت، فقط مدول‌های شماره ۲ و ۳ شرکت دارند. در شکل ۷، مسیرهای به دست آمده از مدل در برابر مسیرهای واقعی ثبت شده در آزمایشگاه مورد مقایسه قرار گرفته است.

همان‌گونه که مشخص است، در این حالت نیز الگوریتم با تقریب مناسبی زمان کل حرکت و مسیر مفاصل را پیش‌بینی کرده است. لازم به ذکر است که با تغییر زاویه میج، تمامی شرایط اولیه به‌غیر از شرط اولیه مفصل ران تغییر می‌کند، ولی با این وجود الگوریتم با دقت خوبی، به ازای شرایط جدید، حرکت را طرح‌ریزی کرده است.

در سطر دوم جدول ۱، مقادیر مجذور میانگین مربعات خطا و بیشترین مقدار مطلق خطا برای تخمین مسیر زاویه‌ای مفاصل و تخمین زمان کل حرکت در این حالت ارائه شده است. در این حالت نیز، بیشترین خطا مربوط به مفصل میج بوده، مقدار آن 0.122 رادیان است. بازهم مشاهده می‌شود که این مقدار از مقدار مجاز، 0.17 رادیان، کمتر است.

۷- بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله، الگوریتم MHMP در قبال شرط محیطی موقعیت کف پاها، ارزیابی شده است. همان‌گونه که مشاهده شد، الگوریتم MHMP به خوبی توانسته روند مسیر طی شده واقعی را طراحی کند. ضمن آنکه فازهای مختلف حرکتی را نیز به خوبی تشخیص داده، زمان آن‌ها را با دقت مناسب تخمین زده است. بیشترین خطای زمانی در دو حالت 0.04 ثانیه است. با توجه به سرعت بالای این الگوریتم در طراحی مسیر و عدم استفاده از توابع بهینه‌ساز در این راستا به نظر می‌رسد، این الگوریتم شباهت بیشتری به الگوریتم‌های طراحی مسیر سیستم اعصاب مرکزی نسبت به الگوریتم‌های بهینه‌ساز دارد. البته واضح است که با انجام یک یا چند آزمایش و بررسی نتایج آن نمی‌تواند دلیل قطعی بر این ادعا باشد و اثبات قطعی این‌که این مدل، دقیقاً همان مدل سیستم اعصاب مرکزی است که نیاز به تحقیقات فراوان و بررسی شرایط پیچیده و مختلف دیگری دارد. ضمن آن‌که این الگوریتم فقط در مورد حرکت برخاستن از صندلی مورد بررسی قرار گرفته و برای دیگر حرکات بدنی نیز باید آزمایش شود.

۱۰ تکرار مختلف حرکت استخراج شده، به‌عنوان ورودی به مدل داده می‌شود. سپس پاسخ مدل برای هرکدام، با حرکت ثبت شده متناظرش، مقایسه می‌شود.

۶-۱- حالت اول

در حالت اول زاویه اولیه مفصل میج $1/25$ رادیان است. طبق قانون فازی تاکاگی-سوگنو، ضرایب مسئولیت‌پذیری برای این حالت به صورت، $\alpha_1 = 0.615$ ، $\alpha_2 = 0.385$ و $\alpha_3 = 0$ است، پس برای طراحی حرکت در این حالت، فقط مدول‌های شماره ۱ و ۲ شرکت دارند. در شکل ۶، مسیرهای به دست آمده از مدل در برابر مسیرهای واقعی ثبت شده در آزمایشگاه، مورد مقایسه قرار گرفته است. در سطر اول جدول ۱، مقادیر مجذور میانگین مربعات خطا و بیشترین مقدار مطلق خطا برای تخمین مسیر زاویه‌ای مفاصل و تخمین زمان کل حرکت در این حالت ارائه شده است.

همان‌گونه که از شکل ۶ مشخص است، الگوریتم به خوبی زمان کل و مسیر مفاصل را در این حرکت پیش‌بینی کرده است. تحلیل‌های عددی نشان می‌دهند، بیشترین اختلاف در این حالت مربوط به مفصل میج است که حداکثر خطای موجود در مسیر آن 0.086 رادیان است.

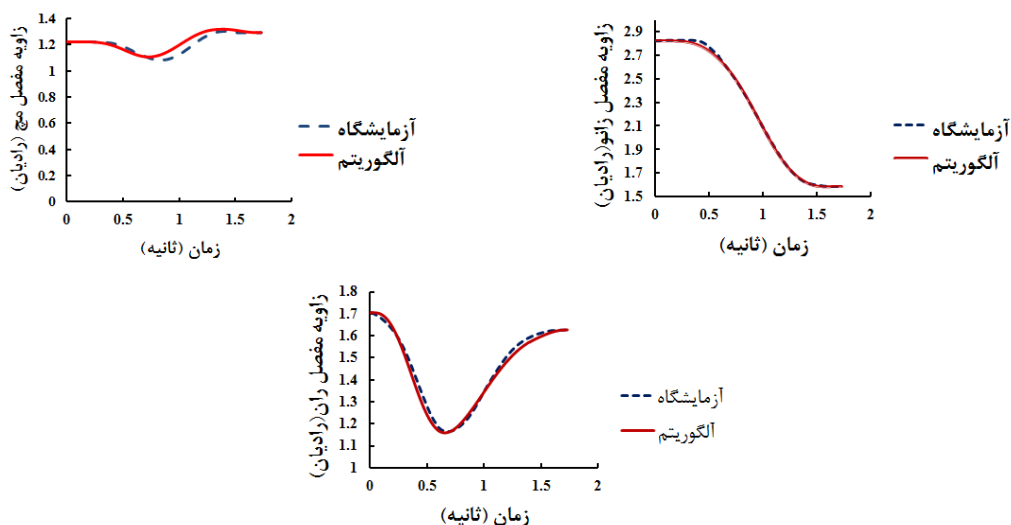
شاخص‌ها و معیارهای متعددی توسط محققان مختلف در ارزیابی عملکرد مدل‌های طراح مسیر، مورد استفاده قرار گرفته است. از این میان می‌توان به شاخص‌های مجذور میانگین مربعات خطا^۱ و بیشترین مقدار مطلق خطا^۲ اشاره کرد [۹]. در بررسی مدل‌هایی که برای شبیه‌سازی سیستم طراح مسیر انسان ارائه شده‌اند، مخصوصاً در حرکات تمام بدنی، بیشترین مقدار خطای مجاز در تخمین زاویه مفاصل، به‌طور میانگین حدود 0.17 رادیان اعلام شده است [۹، ۲۶]. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، در حالت اول مقدار حداکثر خطا از 0.17 رادیان کمتر بوده، بنابراین عملکرد الگوریتم قابل قبول است.

۶-۲- حالت دوم

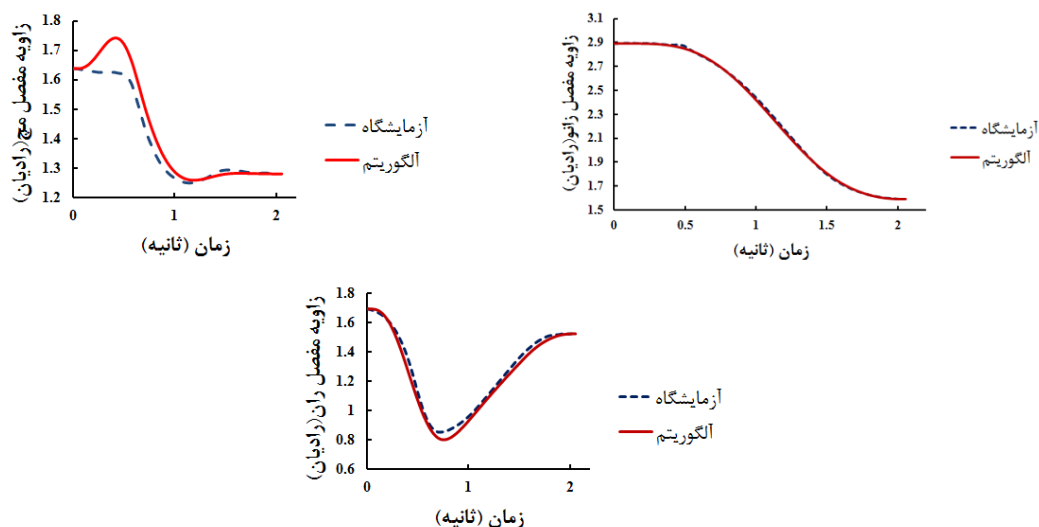
در حالت دوم، زاویه اولیه مفصل میج $1/68$ رادیان است. طبق قانون فازی تاکاگی-سوگنو، ضرایب مسئولیت‌پذیری برای این

^۱ Root mean square error

^۲ Maximum Absolute Error



شکل ۶- منحنی مسیر زاویه‌ای برای مفصل مچ، زانو و ران در حالت اول



شکل ۷- منحنی مسیر زاویه‌ای برای مفصل مچ، زانو و ران در حالت دوم

جدول ۱- میانگین شاخص‌های MAE و RMSE در حرکت برخاستن از صندلی به ازای دو شرط محیطی به صورت ترکیبی برای تخمین مسیر زاویه ای مفصل

مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق
بیشترین	بیشترین	بیشترین	بیشترین	بیشترین	بیشترین	بیشترین	بیشترین	بیشترین
مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق	مقدار مطلق
زاویه	زاویه	زاویه	زاویه	زاویه	زاویه	زاویه	زاویه	زاویه
مچ	زانو	ران	مچ	زانو	ران	مچ	زانو	ران
خطا مچ (رادیان)	خطا زانو (رادیان)	خطا ران (رادیان)	خطا مچ (رادیان)	خطا زانو (رادیان)	خطا ران (رادیان)	خطا مچ (رادیان)	خطا زانو (رادیان)	خطا ران (رادیان)
۰/۰۸۶	۰/۰۴	۰/۰۶۹	۰/۰۳۴	۰/۰۶۴	۰/۰۳۰	۰/۰۲۸	۰/۰۰۵	۰/۰۰۵
۰/۱۲۲	۰/۰۵۲	۰/۰۶۱	۰/۰۳۰	۰/۰۹۲	۰/۰۴۲	۰/۰۴	۰/۰۰۶	۰/۰۰۶

- [13] Mussa-Ivaldi FA (1999) Modular feature of motor control and learning. *Curr Opin Neurobiol* 9(6): 713-717.
- [14] Sadeghi M, Emadi-Andani M, Parnianpour M, Fattah A (2013) A bio-inspired modular hierarchical structure to plan the sit-to-stand transfer under varying environmental conditions. *Neurocomputing* 118(1): 311-321.
- [15] Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, Hodge WA (1991) Mechanics of a constrained chair-rise. *J Biomech* 24(1): 77-85.
- [16] Boonstra M (2010) The sit-to-stand movement: A clinical evaluation tool for knee and hip arthroplasty patients. PhD Thesis, Radboud University.
- [17] Kawagoe S, Tajima N, Chosa E (2000) Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci* 5 (2): 124-133.
- [18] Scholz JP, Reisman D, Schoner G (2001) Effects of varying task constraints on solution to joint coordination in a Sit-To-Stand task. *Exp Brain Res* 141(4): 485-500.
- [19] Nakano E, Imamizu H, Osu R, Uno Y, Gomi H, Yoshioka T, Kawato M (1999) Quantitative examinations of internal representation for arm trajectory planning: Minimum commanded torque change model. *J Neurophysiol* 81(5): 497-509.
- [20] Emadi-Andani M, Bahrami F (2012) COMAP: A new computational interpretation of human movement planning level based on coordinated minimum angle jerk policies and 6 universal movement elements. *Hum Movement Sci* 31(5): 1037-1055.
- [21] Emadi-Andani M, Bahrami F, Maralani Pj (2009) AMA-MOSAICI: An automatic module assigning hierarchical structure to control human motion based on movement decomposition. *Neurocomputing* 72(10-12): 2310-2318.
- [22] Takagi T, Sugeno M (1985) Fuzzy identification of system and its applications to modeling and control. *IEEE Trans Syst Man Cybern* 15(1): 116-132.
- [23] Askarishahi M, Hadian Jazi S, Jamshidi N, FreshtehNejad N (2015) Evaluation of modular and hierarchical movement planner under combination of different conditions in planning the Sit-to-Stand transfer. *Modares Mech Eng* 15(9): 105-115. (In Persian)
- [24] Sadeghi M (2012) Movement planning of Sit-to-Stand transfer based on decomposing the motion into its corresponding subtasks. M.Sc Thesis, Isfahan University of Technology.
- [25] Galli M, Cimolin V, Crivellini M, Campanini I, (2008) Quantitative analysis of sit to stand movement: Experimental set-up definition and application to healthy and hemiplegic adults. *Gait Posture* 28(1): 80-85.

۸- تقدیر و تشکر

در اینجا نویسندگان مقاله لازم می‌دانند، از آزمایشگاه مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و سرکار خانم نیلوفر فرشته‌نژاد کارشناس ارشد این آزمایشگاه به سبب همکاری در تهیه داده‌های آزمایشگاهی تقدیر و تشکر نمایند.

۹- مراجع

- [1] Guyton AC, Hall JE (2006) *Textbook of medical physiology* elsevier saunders, philadelphia.
- [2] Flash T, Hogan N (1985) The coordinate of movement: an experimentally confirmed mathematical model. *J Neurosci* 5(7): 1688-1703.
- [3] Uno YMK, Suzuki R (1989) Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement. *Biol Cybern* 61(2): 89-101.
- [4] Pandi MG, Garner BA (1995) Optimal control of non ballistic muscular movement: A constraint based performance criterion for rising from a chair. *J Biomech Eng* 117(1): 15-26.
- [5] Bahrami F, Emadi-Andani M, Jabedar P (1999) Prediction of the joint trajectories during rising from a chair applying two methods for parameterization of the search-space. *Proc. 7th Iranian Conference on Electrical Engineering*. Tehran, Iran: 9-16
- [6] Cisek P (2005) Neural representations of motor plans, desired trajectories and controlled objects. *Cogn Process* 6(1): 15-24.
- [7] Emadi-Andani M, Bahrami F, Yazdanpanah MJ, Patla A (2004) Movement prediction using a MLP without an internal feedback. *Proc. IEEE International Conference on System Man and Cybernetics*. Netherlands: 5975-5979.
- [8] Kang-Lee JYN (2008) Knee joint moment estimate using neural network system identification in sit-to-stand movement. *Proc. International Conference on Control Automation and System*. Korea: 14-17.
- [9] Qu X, Nussbaum MA (2009) Simulating Human Lifting Motion Using Fuzzy-Logic Control. *IEEE T Syst Man Cy A* 39(1): 109-118.
- [10] Emadi-Andani M, Bahrami F, Maralani P, Ijspeert AJ (2009) MODEM: A multi-agent hierarchical structure to model the human motor control system. *Biol Cybern* 101(5-6): 361-377.
- [11] Haruno M, Wolpert DM, Kawato M (2003) Hierarchical MOSAIC For movement generation. *Proc. International Congress Series*: 575-590.
- [12] Imamizu H, Kuroda T, Miyauchi S, Yoshika T, Kawato M (2003) Modular organization of internal models of tools in the human cerebellum. *J Neurosci* 100(9): 5461-5466.

Thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University.

[26] Perez MA (2005) Prediction of whole body lifting kinematics using artificial neural network. Ph.D