



ارزیابی یک ساختار سلسله مراتبی و مدولار تحت شرایط محیطی ترکیبی برای حرکت برخاستن از صندلی

مهدی عسکری شاهی¹، شهرام هادیان جزی^{2*}، نیما جمشیدی³، نیلوفر فرشته‌نژاد⁴

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکاترونیک، دانشگاه اصفهان، اصفهان

2- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه اصفهان، اصفهان

3- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه اصفهان، اصفهان

4- کارشناس، مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اصفهان، اصفهان

* s.hadian@eng.ui.ac.ir, 8174673441

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 02 اردیبهشت 1394

پذیرش: 28 تیر 1394

ارائه در سایت: 24 مرداد 1394

کلید واژگان:

طراحی حرکت

ساختار سلسله مراتبی و مدولار

حرکت برخاستن از صندلی

شرایط محیطی

چکیده

علم کنترل حرکت یکی از شاخه‌های جذاب تحقیقاتی است که در آن محققین به دنبال بررسی ساز و کار سیستم اعصاب مرکزی در زمینه طراحی حرکات هستند. شناخت سیستم اعصاب مرکزی در طراحی حرکت، می‌تواند کمک شایانی به علم توان‌بخشی و شناخت اختلالات حرکتی ایفا کند. محققین برای این منظور مدل‌های مختلفی ارائه داده‌اند که این مدل‌ها به دو دسته مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی و مدل‌های مبتنی بر داده تقسیم می‌شوند و هر کدام مزایا و معایب خاص خود را دارند. در سال‌های اخیر و به منظور برطرف کردن معایب مدل‌های قبلی، مدلی سلسله مراتبی و مدولار برای طراحی مسیر حرکات انسان ارائه شده است. این مدل توانایی خود را در طرح‌ریزی حرکت در قبال شرایط محیطی مختلف نشان داده است. در مقاله حاضر، توانایی این مدل در طراحی حرکت برخاستن از صندلی، به عنوان یک حرکت پیچیده و روزمره، مورد بررسی قرار گرفته است. مطالعات انجام‌شده نشان می‌دهد مدل مذکور توانایی مناسبی در طراحی مسیر در حضور شرایط محیطی ترکیبی ندارد. به همین منظور در مقاله حاضر اصلاحاتی به منظور ارتقا مدل پیشنهاد شده است. برای ارزیابی مدل، ابتدا در آزمایشگاه اسکلتی و عضلانی، حرکت برخاستن از صندلی تحت شرایط محیطی مورد نظر ثبت و سپس حرکات ثبت‌شده با نتایج حاصل از طراحی مسیر انجام‌شده توسط مدل اصلاح‌شده مقایسه شده است. نتایج نشان می‌دهد عملکرد مدل در قبال شرایط محیطی ترکیبی مناسب است. دقت محاسباتی بالای مدل و وجود شواهد رفتاری و نوروفیزیولوژیکی فراوان، می‌تواند تأییدکننده این فرضیه باشد که سیستم اعصاب مرکزی نیز از یک ساختار مدولار و سلسله مراتبی در طراحی حرکات بهره می‌برد.

Evaluation of a modular and hierarchical movement planner under a combination of different conditions in planning the Sit-to-Stand transfer

Mahdi Askarishahi¹, Shahram Hadian Jazi^{1*}, Nima Jamshidi², Niloofar FreshtehNejad³

1- Department of Mechanical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

2- Department of Biomedical Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran.

3- Musculoskeletal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

* Z.C. 8174673441, Isfahan, Iran, s.hadian@eng.ui.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 22 April 2015

Accepted 19 July 2015

Available Online 15 August 2015

Keywords:

Motor Control

Modular and hierarchical structure

Sit-to-Stand transfer

Environmental Condition

ABSTRACT

Computer modeling of human behavior is an interesting branch in motor control science and has attracted many researchers in the neuroscience and bioengineering fields. Having a good understanding of the role of Central Nervous System (CNS) and its strategies in planning and controlling of human movements will improve the bioengineering topics such as rehabilitation protocols and sport techniques. In present research a computer simulation of CNS's performance in designing the Sit-to-Stand transfer is developed. The mentioned simulation is based on decomposition hypothesis. Decomposition hypothesis states that the CNS decomposes a complicated movement to several simpler phases. According to this hypothesis, a modular and hierarchical movement planner (MHMP) which has recently been presented is modified to describe the function of CNS in planning the Sit-to-Stand different phases under combination of different environmental conditions. The performance of the modified MHMP is evaluated with experimental captured motion. The results show that the original MHMP has a good performance in planning the motion phases under single environmental condition but it fails under a combination of different conditions, while the modified MHMP shows good performance in such cases.

Please cite this article using:

M. Askarishahi, S. Hadian Jazi, N. Jamshidi, N. FreshtehNejad, Evaluation of a modular and hierarchical movement planner under a combination of different conditions in planning the Sit-to-Stand transfer, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 9, pp. 105-115, 2015 (In Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

1- مقدمه

شواهد نشان می‌دهد که احتمالاً سیستم کنترل حرکت انسان، یک سیستم سلسله مراتبی با سه سطح متفاوت است که عبارتند از: سطح طراحی حرکت، سطح برنامه‌ریزی حرکت و سطح اجرای حرکت [1]. در سطح طراحی حرکت به عنوان بالاترین سطح از ساختار سیستم کنترلی انسان، یک طرح اولیه از حرکت مطلوب ایجاد می‌شود. سپس در سطح برنامه‌ریزی، با استفاده از طرح اولیه به دست‌آمده، فرمان‌های حرکتی لازم جهت ارسال به عضلات آماده می‌گردد. در نهایت در بخش اجرای حرکت، عضلات وارد عمل شده و فرمان‌های حرکتی را اجرا می‌کنند. مطالعات در زمینه‌های طرح و کنترل حرکت توسط سیستم اعصاب مرکزی، سال‌هاست که مورد توجه و استقبال محققین مختلف قرار گرفته است. در این بین، مدل سازی عملکرد سیستم اعصاب مرکزی در تولید حرکات، به دلیل طبیعت پیچیده سامانه‌های بیولوژیکی از دشواری‌های فراوانی برخوردار است.

با یک بررسی کلی در روش‌های تحقیق، می‌توان مشاهده کرد که دانشمندان به صورت عمده با چهار الگو مواجه بوده‌اند. این چهار الگو عبارتند از: تجربی، تئوری، محاسباتی و مبتنی بر داده. در الگوی تجربی دانشمندان با دیدن طبیعت و انجام آزمایش رابطه بین علت و معلول را بررسی می‌کرده‌اند. در الگوی دوم دانشمندان یک مدل ریاضی برای پدیده‌های طبیعی ارائه داده و آن را ارزیابی می‌کرده‌اند. در الگوی سوم دانشمندان با استفاده از کامپیوتر به شبیه‌سازی پدیده‌ها می‌پرداخته‌اند. البته این الگو نتیجه الگوی دوم است. در الگوی چهارم دانشمندان به جمع آوری داده از پدیده‌های طبیعی پرداخته و مدل را از روی این داده‌ها استخراج می‌کرده‌اند. این روش در دهه‌های اخیر بیشتر مورد توجه قرار گرفته است. بررسی مدل‌های ارائه شده برای سیستم اعصاب مرکزی توسط محققین مختلف نشان می‌دهد دو الگوی محاسباتی و مبتنی بر داده مبنای ارائه این مدل‌ها بوده است. به عبارت دیگر مدل‌های طراحی مسیر برای مدل‌سازی سیستم اعصاب مرکزی را می‌توان به دو دسته کلی مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی و مدل‌های مبتنی بر داده تقسیم‌بندی کرد. در ادامه کارهای تحقیقاتی انجام شده در این دو دسته ارائه می‌شود.

در زمینه مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی، نخستین بار، فلاش (1985) برای طرح حرکات رسنده‌ی دست در صفحه‌ی افقی، مدل کمترین جرک را پیشنهاد نمود [2]. به اعتقاد وی، پنجه‌ی دست در مسیری حرکت می‌کند که کمترین تغییرات شتاب را تجربه کند، و این مسئله باعث نرمی حرکت می‌شود. اما اونو (1989) اعتقاد داشت که جهت مدل‌کردن نرمی حرکت، کمینه کردن تغییرات گشتاور مفاصل گسترده‌ی وسیع‌تری از حرکات رسنده را می‌تواند در برگیرد [3].

مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی اغلب در طرح حرکات ساده‌ی بازو موفق بوده‌اند اما با پیچیده‌تر شدن حرکات، به نظر می‌رسد که این مدل‌ها نیاز به بازنگری دارند. در این خصوص، پاندی و گارنر (1995) شاخص‌های متعددی همچون کمترین نیروی عضلات و کمترین زمان حرکت را برای طرح حرکت برخاستن از صندلی مورد بررسی قرار داد، اما نتایج وی با نتایج ثبت‌شده متفاوت بود [4]. بعدها، بهرامی و همکارانش (1999) سعی کرد تا با ایده‌ی توابع هدف ترکیبی، حرکت برخاستن از صندلی را طرح کند که نتایج وی نیز با واقعیت فاصله داشت [5]. مطالعات آقای چانک و همکارانش (2001) در زمینه‌ی حرکت بلند کردن اجسام¹ همچنین نشان می‌داد که اگرچه می‌توان این حرکات را به کمک بهینه‌سازی تولید نمود، اما حرکات طبیعی انسان تا

این حد بهینه نیستند [6].

بر خلاف مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی، مدل‌های ارائه‌شده مبتنی بر داده در سطح کمتری مورد مطالعه قرار گرفته‌اند.

در این مدل‌ها، مجموعه‌ای از داده‌های تجربی و آزمایشگاهی جهت ایجاد یک پایگاه داده² 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 (هم چون موقعیت شروع و خاتمه‌ی حرکت)، حرکت مطلوب از میان حرکات ذخیره‌شده استخراج می‌شود. به عنوان مثال، عمادی و همکاران (2004) با ارائه‌ی یک شبکه‌ی عصبی مصنوعی³ و یک شبکه بر پایه‌ی اجزای حرکتی که قبلاً توسط داده‌های ثبت‌شده آموزش دیده است، حالات سیستم (موقعیت، سرعت و شتاب سیستم) در طول مسیر را تخمین زده و مسیر حرکت زاویه‌ی مفاصل را در حرکت برخاستن از صندلی، طرح کردند [7]. در روشی مشابه، کانگلی و نام (2008) با استفاده از روش‌های شناسایی سیستم⁴ بر اساس شبکه‌های عصبی، موفق شد رابطه‌ی میان فعالیت الکتریکی عضلات و گشتاور مفاصل در حرکت برخاستن از صندلی را به دست آورد [8]. عملکرد این گونه مدل‌ها به شدت وابسته به میزان دقت حرکات ثبت‌شده و غنای پایگاه داده است. آن‌ها اگرچه در طرح حرکات انسان تحت شرایط متعدد از دقت خوبی برخوردارند، اما اطلاعات اندکی از فرآیند کنترل عصبی در سیستم حرکتی انسان فراهم می‌آورند. به همین دلیل کو و ناساوم (2009) با به کارگیری منطق فازی موفق شدند نسخه‌ی اصلاح‌شده‌ای از مدل‌های مبتنی بر داده را توسعه دهند. در این مدل، حرکات ثبت‌شده به جای ذخیره‌سازی در یک حافظه، برای ایجاد قوانین فازی به کار گرفته می‌شوند [9]. همچنین، پارامترهای توابع عضویت⁵ با استفاده از کمینه‌نمودن اختلاف میان حرکات ثبت‌شده و حرکت شبیه‌سازی شده تعیین می‌گردند.

در حالت کلی، مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی به خوبی توانسته‌اند برخی از ویژگی‌های حرکتی را توجیه نمایند. با این وجود، این گونه مدل‌ها از محدودیت‌های بسیاری نیز رنج می‌برند، به طوری که قادر نیستند بسیاری از قابلیت‌های اساسی انسان در تولید حرکت را نشان دهند. از جمله‌ی این قابلیت‌ها می‌توان به عمومیت در تولید حرکات اشاره کرد.

از طرف دیگر به نظر نمی‌رسد سیستم اعصاب مرکزی برای تولید تک‌تک حرکات، از بهینه‌سازی استفاده نماید. همان‌طور که سیزک (2005) اشاره نمود، اگر حرکتی بخواهد در تمامی جنبه‌های حرکتی بهینه باشد، باید بار محاسباتی سنگینی را بر سیستم اعصاب مرکزی اعمال نماید [10]. به علاوه، چگونگی پیاده‌سازی فرآیند بهینه‌سازی در شبکه‌های بیولوژیکی کماکان یک مسئله‌ی مبهم و حل نشده است.

در مدل‌های مبتنی بر داده، مجموعه‌ای از داده‌های تجربی و آزمایشگاهی جهت ایجاد یک پایگاه داده برای حرکت خاص مورد استفاده قرار می‌گیرد. به طور کلی، روش‌های مبتنی بر داده به سبب نیاز محاسباتی اندک و نتایج مناسب، بسیار مورد توجه هستند، اما عدم جامعیت و نیاز به داده‌های ثبت شده برای هر حالت از حرکت، از معایب آن محسوب می‌شود.

به این ترتیب همچنان این سوال مطرح می‌شود که سیستم اعصاب مرکزی چگونه حرکات ارادی انسان را طرح‌ریزی می‌کند؟ بسیاری از محققین عقیده دارند سیستم اعصاب مرکزی جهت طراحی حرکت از ساختارهای

2- Data Base

3- Artificial Neural Network

4- System Identification

5- Membership Function

1- Manual Lifting

مدولار استفاده می‌کند [11-14].

2- تجزیه حرکت

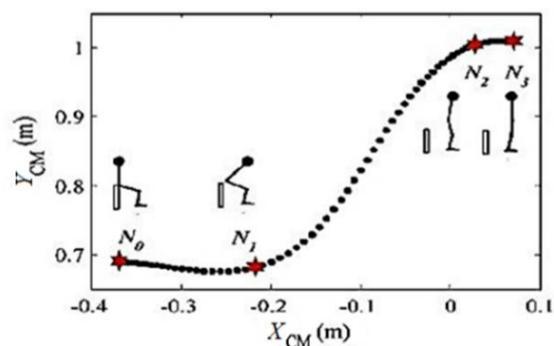
در بحث طراحی حرکت توسط سیستم اعصاب مرکزی فرض بر آن است که این سیستم حرکات پیچیده را به چند زیر حرکت تقسیم می‌کند [19]. به این ترتیب اگر حرکتی از n فاز حرکتی تشکیل شده باشد، دارای $n+1$ گره برای اتصال این فازها به یکدیگر است.

برخی محققین بر این باورند که سیستم اعصاب مرکزی، حرکتی همچون برخاستن از صندلی را در چند مرحله تولید می‌کند [16, 20, 21]. محققین 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 به‌شمار می‌رود [17, 20]. با این وجود، تعیین تعداد این فازها و مرزبندی آن‌ها همواره به‌صورت کیفی، و نه به‌طور دقیق، مشخص شده است. در این پژوهش، همانند [16, 19] حرکت برخاستن از صندلی سه فازی در نظر گرفته می‌شود.

همان‌طور که در شکل 2 مشاهده می‌شود، فاز اول حرکت (N_0 تا N_1) 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 (N_1 تا N_2)، 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 (N_2 تا N_3) پایدارسازی نامیده می‌شود.

3- مدل طراحی مسیر سلسله مراتبی و مدولار

ساختار سلسله مراتبی مدل از چهار بخش عملکردی تشکیل شده است (شکل 3). این بخش‌ها در سه سطح متفاوت جای می‌گیرند. در سطح میانی، چندین مدل تخمین‌گر سینماتیک² (KEM)، وظیفه‌ی تخمین یا پیش‌بینی اطلاعات سینماتیکی مفاصل در گره‌های میانی³ (KIN) را بر عهده دارند (در شکل 3، n تعداد شرایطی است که مدل برای آن‌ها آموزش دیده است). یک مدول تعیین مسئولیت⁴ (GM⁴)، وظیفه‌ی هر KEM در قبال شرایط جدید را جهت تخمین سینماتیک سیستم مشخص می‌نماید. این کار توسط تخصیص ضرایب (α) برای خروجی هر KEM صورت می‌پذیرد. در سطح بالاتر، یک مدول تخمین‌گر زمان⁵ (TEM) قرار دارد که زمان مناسب جهت اجرای



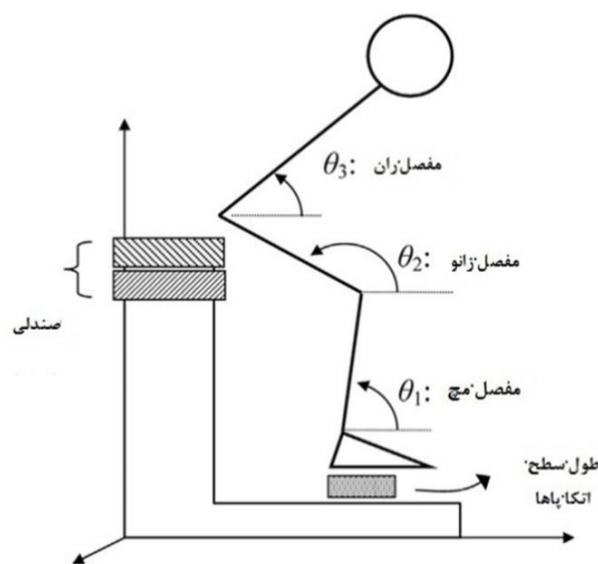
شکل 2 تفکیک فازبندی حرکت برخاستن از صندلی برای حرکت مرکز جرم در صفحه XY تعیین شده است [20].

در این راستا صادقی و همکارانش در 2013 به ارائه یک ساختار طراحی مسیر سلسله مراتبی و مدولار¹ (MHMP)، به منظور تجزیه و تحلیل و طراحی حرکت برخاستن از صندلی تحت شرایط مختلف محیطی پرداختند [15]. آن‌ها 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 طراحی مسیر در هر مفصل استفاده کردند و حرکت هر مفصل را مستقل از حرکت مفاصل دیگر طراحی نمودند. همچنین آن‌ها آزمایش‌های خود را در دو حالت جداگانه و فقط برای تغییرات ارتفاع صندلی و تغییرات تکیه‌گاه کف پا در نظر گرفتند.

حرکت برخاستن از صندلی یکی از متداول‌ترین حرکات ارادی است که انسان در فعالیت‌های روزانه‌ی خود انجام می‌دهد. در این حرکت، بدن انسان از یک موقعیت پایدارسازی شده توسط تکیه‌گاه (صندلی)، به حالت ایستاده انتقال می‌یابد. به گونه‌ای که در حین حرکت، تعادل شخص باید برقرار باشد. از این رو، 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 [16]. از سوی دیگر، تأثیر پارامترهایی همچون ارتفاع صندلی، موقعیت کف پا، سطح اتکا پا، وضعیت دست‌ها و حتی وضعیت سر و چشم بر روی حرکت، باعث شده تا گستره‌ی وسیعی از مطالعات در جهت شناخت استراتژی‌های حرکتی در این عمل صورت پذیرد [17, 18].

شکل 1 نحوه برخاستن از صندلی به ازای ارتفاع صندلی و طول سطح اتکا پا نمایش را می‌دهد. در مرجع [15] شرط ارتفاع صندلی و شرط طول سطح اتکا پا به‌صورت جداگانه مورد بررسی قرار گرفته است. بدین‌صورت که الگوریتم، تنها یکی از شرایط محیطی را (ارتفاع صندلی یا طول سطح اتکا پا) به‌عنوان ورودی پذیرفته و آن را تحلیل می‌کند. در حالی که سیستم اعصاب مرکزی با در نظرگیری تمامی شرایط محیطی به طراحی حرکت می‌پردازد.

در مقاله حاضر توانایی الگوریتم MHMP در برخورد با دو شرط محیطی ارتفاع صندلی و طول سطح اتکا پا به‌صورت ترکیبی مورد بررسی قرار گرفته و اصلاحات لازم در آن برای طراحی مسیر در برخورد با شرایط ترکیبی ایجاد می‌شود.



شکل 1 برخاستن از صندلی در قبال دو شرط محیطی ارتفاع صندلی و طول سطح اتکا پا [15]

2- Kinematic Estimator Module
3- Kinematic Information of via-Nodes
4- Gating Module
5- Time Estimator Module

1- Modular and Hierarchical Movement Planner

زمان $[t_1, t_2, \dots, t_p]$ ، اطلاعات سینماتیکی مربوط به مرز فازهای حرکتی (KIN_f) و موقعیت ابتدا و انتهای مفصل (IP) و (IF) . خروجی این بلوک مسیر زاویه ای مفصل مورد نظر (θ_d) است (شکل 7).

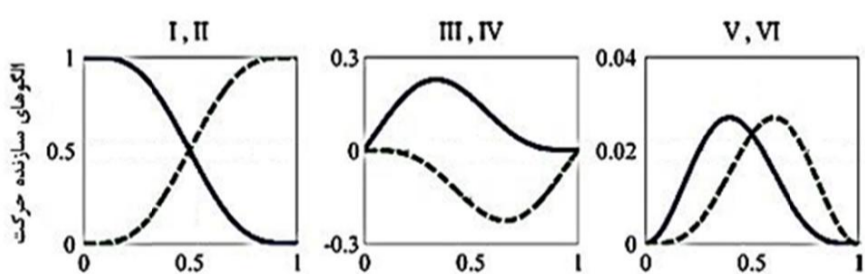
4- داده‌های آزمایشگاهی

مطالعات آزمایشگاهی معمولاً مهم‌ترین بخش تحقیقاتی در زمینه علم کنترل حرکت به‌شمار می‌روند. در این مطالعات، حرکات مختلف انسان توسط سامانه‌های اندازه‌گیری حرکت ثبت شده و از جنبه‌های سینماتیکی، سینتیکی و فعالیت عضلات مورد تحلیل قرار می‌گیرد.

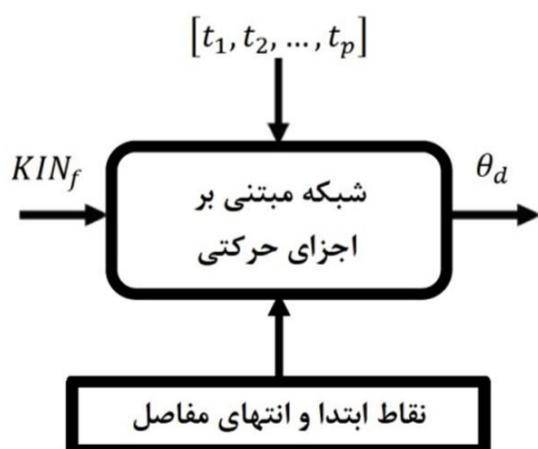
4-1- آزمایشگاه ثبت حرکت

در مطالعه‌ی حاضر، داده‌های مورد نیاز در آزمایشگاه ثبت حرکت در دانشکده‌ی توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان جمع‌آوری شده است (شکل 8). آزمایشگاه به دوربین‌های ثبت حرکت و صفحه‌ی اندازه‌گیری نیرو مجهز است. دوربین‌های پرسرعت اکوس هستند، که سرعت داده‌برداری آن‌ها به 1000 فریم در ثانیه نیز می‌رسد. ایده‌آل‌ترین شرایط داده‌برداری عبارت است از سرعت 120 فریم بر ثانیه و وضوح چهار مگا پیکسل. این دوربین‌ها به نشان‌گرهای مخصوص به خود حساس بوده و حرکت آن‌ها را در فضا ثبت و ذخیره می‌نمایند. برای ثبت حرکت قسمتی از بدن، کافی است نشان‌گر مخصوص را به آن قسمت چسبانده و دوربین به‌گونه‌ای تنظیم شود که محدوده‌ی حرکت نشان‌گر را پوشش دهد.

با تنظیم دوربین‌ها برای حالت ایده آل (سرعت 120 هرتز) و استفاده از نشان‌گرهای کروی با قطر 8 میلی‌متر، می‌توان مسیر فضایی را با دقت 0/4 میلی‌متر اندازه‌گیری نمود. برای اطمینان از ثبت حرکت نشان‌گرها در تمامی لحظات حرکت، از 7 دوربین در نقاط مختلف بهره گرفته شده است. یکی دیگر از تجهیزات آزمایشگاه ثبت حرکت صفحه‌ی اندازه‌گیری نیرو است، که توزیع نیرو در کف پا و موقعیت مرکز فشار را اندازه‌گیری می‌نماید. این صفحه با ابعاد 60×50 سانتی‌متری در مرکز تخته‌ی حرکت واقع شده است (شکل 10 مستطیل آبی‌رنگ).



شکل 6 شش الگوی پایه سازنده حرکت [19]



شکل 7 بلوک شبکه‌ی مبتنی بر اجزای حرکتی

از شرایط محیطی است (C) و خروجی آن ضرایب مربوط به هر یک از KEMها است. جهت محاسبه‌ی ضرایب، قوانین فازی مطابق با آن چه در رابطه‌ی (2) آمده است تنظیم می‌شوند.

$$\text{سیس } C_{new} = C_k \text{ اگر } k = 1:n, \quad \alpha_k = 1 \text{ و } \alpha_{i \neq k} = 0, \quad i = 1, \dots, n \quad (2)$$

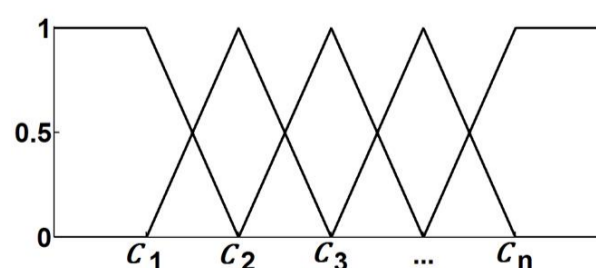
بر اساس این قوانین، اگر شرایط ورودی برابر با شرایط مربوط به یکی از KEMها باشد، همان KEM مسئول تخمین سینماتیک حرکت در گره‌های میانی خواهد بود. ضرایب برای شرایط جدید با میان‌یابی قوانین فوق محاسبه می‌گردند. مقدار ضرایب (α_k) ، همواره عددی مثبت بین صفر تا یک است. در روند اجرای این حرکت هر یک از این شروط محیطی تأثیر مختص به خود را بر حرکت می‌گذارند. در بدن، شرایط محیطی توسط سامانه‌های حسی خارجی ارزیابی می‌شوند. برای اجرای صحیح این حرکت سیستم اعصاب مرکزی با در نظر گرفتن تمام شرایط محیطی تأثیرگذار و احتساب آن‌ها، تخمین مناسبی از حرکت، طرح‌ریزی کرده و طرح موردنظر را برای اجرا به سطوح پایین‌تر ارسال می‌کند. ارزیابی صحیح شرایط محیطی توسط بدن بسیار مهم است تا حرکت به‌صورت صحیح و پایدار انجام شود.

4-3- بلوک اجزای سازنده حرکت در هر فاز حرکتی

یکی دیگر از نظریه‌های مطرح در علم کنترل حرکت، وجود اجزای حرکتی در سیستم اعصاب مرکزی است [19, 24, 25]. بر اساس این نظریه، سیستم اعصاب مرکزی از یک‌سری الگوهای حرکتی موسوم به اولیه‌های حرکتی¹، به‌عنوان پایه‌های سازنده حرکت سود جسته، و با ترکیب آن‌ها به شکل‌های مختلف، حرکات متعدد را تولید می‌کند. این اولیه‌های حرکتی، در حقیقت الگوهای ذاتی و یا اکتسابی حرکت هستند که در سطوح بالای سیستم اعصاب مرکزی شکل می‌گیرند. عمادی و همکارانش (2012) الگوهایی را تحت عنوان اجزای حرکتی پیشنهاد کردند که ترکیب خطی آن‌ها در هر فاز حرکتی، می‌توانست حرکت آن فاز را شکل دهد [19]. این اجزاء، الگوهای سینماتیکی حرکت هستند که قادرند مسیر زوایای مفاصل را با کمترین جرک زاویه‌ای² (مشتق سوم موقعیت زاویه‌ای) بازسازی کنند. با مطالعه‌ی حرکاتی همچون برخاستن از صندلی، حرکات رسنده دست و حرکت راه رفتن، عمادی و همکارانش نشان دادند که می‌توان تعریفی از اجزای حرکتی را در سیستم اعصاب مرکزی متصور بود. در شکل 6 شش الگوی سازنده حرکت بر اساس کمترین جرک زاویه ای نشان داده شده است [19].

در بلوک اجزای سازنده حرکت در هر فاز (MEBN)، با توجه به توضیحات همین بخش، روابط مرجع [19] و اطلاعات سینماتیکی به‌دست آمده از مدول‌های تخمین‌گر زمان، مسیر زاویه‌ای مفاصل در هر فاز حرکتی بر اساس اجزای حرکتی جرک کمینه ساخته می‌شوند.

ورودی‌های این بلوک عبارتند از زمان به‌دست آمده از مدول تخمین‌گر



شکل 5 توابع عضویت تعریف شده برای ورودی بلوک فازی [22]

1- Motion Primitives
2- Minimum Angle Jerk

جدول 1 شرایط محیطی در نظر گرفته شده در حرکت برخاستن از صندلی

شماره آزمایش	ارتفاع صندلی (سانتی متر)	طول سطح اتکا پا (درصدی از طول کف پا)
1	40	40
2	40	70
3	40	100
4	45	40
5	45	70
6	45	100
7	50	40
8	50	70
9	50	100
10	55	40
11	55	70
12	55	100
13	60	40
14	60	70
15	60	100

صندلی و طول سطح اتکا پا اعمال شود. در تمامی حرکات، پاهای به اندازه‌ی عرض شانه باز بوده، و در حالت نشسته ساق پا بر زمین قائم است. بدین ترتیب، اثر وضعیت پا در هنگام برخاستن از بین می‌رود. همچنین شخص در لبه‌ی صندلی می‌نشیند تا فرض تماس نقطه‌ای بدن با صندلی رعایت شود.

حرکت سر نسبت به بالاتنه صلب است. بدین ترتیب می‌توان برای حرکت بالاتنه و سر تنها یک درجه‌ی آزادی قائل بود.

برای از بین بردن اثر دست‌ها در هنگام حرکت، لازم است کف دست‌ها روی سینه قرار گرفته و آرنج‌ها به بالاتنه چسبیده باشد.

سرعت انجام حرکت نیز از عوامل تأثیرگذار در روند حرکت به‌شمار می‌رود. معمولاً حرکات در سه سطح آهسته، سریع و دلخواه اندازه‌گیری می‌شوند. در این مطالعه، حرکات به‌صورت متوسط انجام می‌پذیرد.

پس از ثبت و ذخیره‌سازی اطلاعات حرکت توسط دوربین‌ها، به کمک نرم‌افزار تحلیل حرکت QTM¹، نیروهای به‌دست‌آمده از کف پا و مسیر فضایی هر یک از نشان‌گرها هماهنگ‌سازی می‌شوند (منظور از هماهنگ‌سازی این است که 7 دوربین حرکت را ثبت می‌کند و نرم‌افزار داده‌های خروجی این 7 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.

5- پیاده‌سازی و اصلاح الگوریتم MHMP برای شرایط محیطی ترکیبی

در بخش 4 عملکرد الگوریتم MHMP شرح داده شد. در الگوریتم شرح داده‌شده مستقل از تعداد شرط‌های محیطی که مدل با آن‌ها آموزش می‌بیند، یک مدول تخمین‌گر زمان در نظر گرفته می‌شود و این بدین معناست که این مدول، زمان‌بندی حرکت برخاستن از صندلی را به ازای شرایط جدید تعیین



شکل 8 آزمایشگاه ثبت حرکت، در دانشکده توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

4-2- شرایط آزمایش

حرکت برخاستن از صندلی برای افراد سالم نسبت به صفحه‌ی جانبی دارای تقارن است. از این‌رو، فقط کافی است حرکت برای یک سمت از بدن ثبت شوند [21]. در این مطالعه، تمامی دوربین‌ها در سمت چپ شخص واقع شده و نشان‌گرها نیز فقط در همان سمت جایگذاری می‌شوند. جهت ثبت حرکت از 5 نشان‌گر در نقاط مختلف استفاده شد که عبارتند از: یک نشان‌گر در سرشانه، یک نشان‌گر در محل اتصال استخوان ران به لگن، یک نشان‌گر در زانو، یک نشان‌گر بر روی قوزک پا و یکی نیز در قسمت پنجه‌ی پا (شکل 8).

نمونه‌ی مورد مطالعه، شخص سالم و بدون هیچ‌گونه سابقه‌ی درد مفاصل ناشی از بیماری‌های حرکتی است. سن، وزن و بلندی قامت شخص به ترتیب 26 سال، 79 کیلوگرم و 179 سانتی‌متر است.

حرکت موردنظر در 15 شرایط محیطی مختلف ثبت شده است. حرکت برخاستن از صندلی برای 5 ارتفاع مختلف، (40، 45، 50، 55 و 60 سانتی‌متر) که به ازای هر ارتفاع طول سطح اتکا پا، در 3 حالت (40% و 70% و 100% طول کف پا) تغییر می‌کند، به ثبت می‌رسد. 15 شرط آزمایش در جدول 1 نمایش داده شده است. مقادیر برای سطح اتکا با توجه به تجربه حاصل شده در آزمایشگاه انتخاب شده است. واضح است که با کمتر شدن سطح اتکا پا بلند شدن از صندلی مشکل‌تر می‌شود. با بررسی‌های انجام شده مشخص شد برای سطح اتکا کمتر از 40% بلند شدن بسیار سخت می‌شود. به همین دلیل حد پایین 40% برای این مقدار در نظر گرفته شد. سطح اتکا 100% نیز یک مقدار کاملاً طبیعی است. مقدار 70% نیز به عنوان یک مقدار میانی انتخاب می‌شود. در مورد ارتفاع صندلی نیز معمولاً این مقدار بر اساس درصدی از ارتفاع زانوی شخص تا زمین انتخاب می‌شود. مقادیر انتخاب شده در این مقاله نیز بر همین اساس انتخاب شده و البته این مقادیر تقریباً در حدود مقادیر انتخاب شده در [22] است.

از یک چهارپایه به‌عنوان صندلی و برای تغییر ارتفاع آن از چهار بلوک چوبی که هر یک دارای ارتفاع 5cm هستند استفاده شده است. همچنین برای تغییر طول سطح اتکا پا از دو بلوک چوبی که هرکدام زیر پاها قرار می‌گیرد (شکل 8 دو بلوک چوبی زیر پاها) و در طول کف پا حرکت می‌کنند استفاده شده است.

طول سطح اتکا پا به‌صورت درصدی از طول کف پا بیان شده است. طول سطح اتکا از پاشنه محاسبه شده است. حرکت به ازای هر یک از شرایط محیطی به تکرار 15 بار به ثبت می‌رسید.

در حین انجام آزمایش قیودی بر حرکت اعمال شود تا فقط اثر ارتفاع

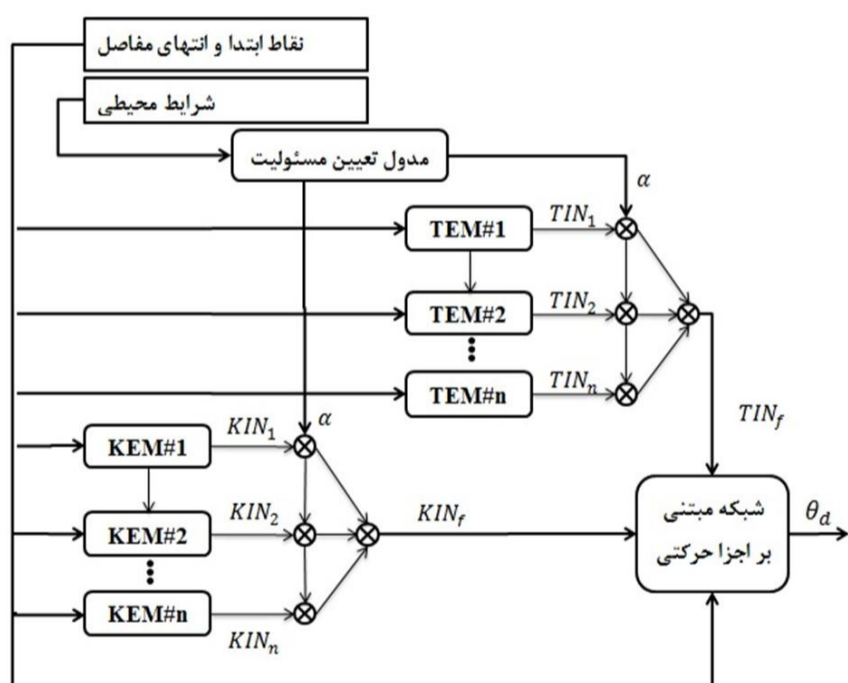
1- Qualisys Track Manager

گره‌های میانی، مدول‌های تخمین‌گر زمان برای 9 حالت گفته‌شده آموزش می‌بینند. به مدول‌های 1 تا 9، هم برای تخمین‌گر زمان و هم تخمین‌گر سینماتیک به ترتیب شرایط محیطی ترکیبی ارائه‌شده در جدول 2 اختصاص می‌یابد.

با توجه به 9 شرط محیطی ترکیبی، نیاز به 9 مدول تخمین‌گر سینماتیک و 9 مدول تخمین‌گر زمان وجود خواهد داشت که برای هر یک از شرایط فوق آموزش ببینند.

7- ارزیابی الگوریتم

در این بخش توانایی الگوریتم MHMP در قبال شرایط محیطی ترکیبی، در مقایسه با داده‌های تجربی مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت. در این راستا، ابتدا مدل با استفاده از داده‌های ثبت‌شده در آزمایشگاه تحت 9 شرط محیطی ترکیبی یاد شده (جدول 2) آموزش می‌بیند. همان‌طور که گفته شده حرکات به ازای 15 شرط محیطی مختلف ثبت شده است. حرکات ثبت‌شده برای 6 شرط محیطی دیگر در فرایند آموزش مدول‌ها شرکت ندارند، و مدول‌ها برای این 6 شرط آموزش ندیده‌اند. پس این 6 شرط به‌عنوان شرایط محیطی جدید به الگوریتم داده می‌شوند تا توانایی الگوریتم در طراحی مسیر، در قبال این 6 شرط بررسی شود. حرکت به‌ازای هر شرط محیطی به تعداد 15 بار در آزمایشگاه ثبت شده است. از میان این 15 تکرار، 10 تکرار مختلف انتخاب می‌شود. برای هر یک از این 6 شرط محیطی، موقعیت ابتدا و انتهای مسیر هر یک از مفاصل از 10 تکرار مختلف حرکت استخراج شده و به‌عنوان ورودی به



شکل 9 الگوریتم MHMP به صورت اصلاح‌شده

جدول 2 مجموعه داده‌های آموزشی برای آموزش مدول‌های تخمین‌گر سینماتیک و مدول‌های تخمین‌گر زمان

ردیف	ارتفاع صندلی (سانتی متر)	طول سطح اتکا (درصدی از طول کف پا)
1	40	40
2	40	70
3	40	100
4	50	40
5	50	70
6	50	100
7	60	40
8	60	70
9	60	100

می‌کند. در مرجع [22] که الگوریتم MHMP در قبال شرط محیطی ارتفاع صندلی مورد ارزیابی قرار گرفته، ماکزیمم خطای مدول تخمین‌گر زمان 0/04 ثانیه عنوان شده است.

در مقاله حاضر، هدف طراحی مسیر در قبال دو شرط محیطی به‌صورت ترکیبی (ارتفاع صندلی و طول سطح اتکا پا) است. در ابتدا مدول تخمین‌گر زمان به صورتی که در مرجع [22] توضیح داده شده برای دو شرط ارتفاع صندلی و طول سطح اتکا پاها به‌صورتی ترکیبی در نظر گرفته شد. سپس زمان‌بندی به‌دست آمده توسط مدول تخمین‌گر زمان با زمان‌بندی حرکتی که در آزمایشگاه به‌دست آمد، مقایسه گردید. در تخمین فازبندی حرکت در قبال شرایط محیطی به‌صورت ترکیبی، مدول تخمین‌گر زمان دارای خطای 0/12 ثانیه است. این مقدار خطا 3 برابر خطای عنوان‌شده در مرجع [22] است. همچنین این مقدار خطا باعث می‌شود تا طراحی مسیر به درستی صورت نپذیرد و مکان گره‌های میانی (N_1 و N_2) با اختلاف زیادی تعیین شوند. پس به نظر نمی‌رسد در نظر گرفتن یک مدول تخمین‌گر زمان صحیح باشد.

به‌منظور بهبود عملکرد الگوریتم در قبال شرایط محیطی ترکیبی، به‌جای استفاده از یک مدول تخمین‌گر زمان، در تحقیق حاضر از چند مدول استفاده می‌شود. بدین صورت که همانند مدول‌های تخمین‌گر سینماتیک، به تعداد شرایط محیطی آموزشی، مدول تخمین‌گر زمان در نظر گرفته می‌شود. هر مدول به‌ازای یک شرط محیطی آموزش می‌بیند. در نهایت تمامی مدول‌ها در طراحی حرکت مشارکت داشته و سهمی از تخمین زمان‌بندی حرکت را بر عهده می‌گیرند. تعیین سهم هر مدول تحت شرایط محیطی ترکیبی جدید بر عهده مدول تعیین مسئولیت است. منطق این انتخاب دقیقاً همان منطقی انتخاب چند مدول تخمین‌گر سینماتیک برای مدل است. از طرف دیگر وقتی ورودی‌های یک مدول زیاد می‌شود توانایی مدول در تخمین شرایط جدید کمتر می‌شود و این به معنی خطای بیشتر در تخمین زمان است. به همین دلیل برای هر شرط محیطی یک مدول در نظر گرفته می‌شود. در نهایت الگوریتم MHMP به‌صورت شکل 9 اصلاح می‌شود. مدول‌های تخمین‌گر زمان وظیفه تخمین اطلاعات زمان‌بندی گره‌های میانی (TIN^1) را در شرایط مختلف بر عهده دارند. مدول تعیین مسئولیت (GM)، وظیفه هر TEM را در قبال شرایط جدید، جهت تخمین زمان‌بندی مشخص می‌کند. در نهایت اطلاعات نهایی زمان‌بندی (TIN_f) حرکت توسط مدول تعیین مسئولیت (ضریب α_j) و اطلاعات زمان‌بندی گره‌های میانی به دست می‌آید (رابطه (3)).

$$TIN_f = \sum_{j=1}^n \alpha_j \times TIN_j \quad (3)$$

6- آموزش مدول‌ها

حرکت تحت 15 شرط محیطی مختلف ثبت‌شده است. از میان این 15 مجموعه داده ثبت‌شده، 9 مجموعه برای آموزش مدول‌های تخمین‌گر سینماتیک و مدول‌های تخمین‌گر زمان و 6 مجموعه داده برای اعتبارسنجی الگوریتم استفاده می‌شود. شرایط محیطی داده‌های مربوط به قسمت آموزش در جدول 2 آمده است.

ابتدا فازبندی حرکات ثبت‌شده بر اساس معیار ارائه‌شده در مرجع [19] محاسبه می‌شود. سپس بر اساس فازبندی‌ها، زمان هر فاز حرکتی و اطلاعات سینماتیکی گره‌های میانی استخراج می‌شود. از طریق زمان‌بندی‌های به‌دست‌آمده مدول‌های تخمین‌گر زمان و از طریق اطلاعات سینماتیکی

طراحی حرکت در این حالت فقط مدول‌های شماره 6 و 9 شرکت دارند. در شکل 12 مسیرهای به‌دست‌آمده از مدل در برابر مسیرهای واقعی ثبت‌شده در آزمایشگاه مورد مقایسه قرار گرفته است. در این حالت مدت زمان فازهای اول، دوم و سوم به ترتیب 0/6، 0/82 و 0/41 ثانیه تخمین زده شده است.

8- بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله، الگوریتم MHMP در قبال دو شرط محیطی به‌صورت ترکیبی، ارزیابی شده است. شاخص‌ها و معیارهای متعددی توسط محققین مختلف در ارزیابی عملکرد مدل طراح مسیر مورد استفاده قرار گرفته است. از این میان می‌توان به شاخص‌های مجذور میانگین مربعات خطا و بیشترین مقدار مطلق خطا اشاره نمود [9].

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 اعلام‌شده است [9، 26]. در جدول 3 مقادیر مجذور میانگین مربعات خطا و بیشترین مقدار مطلق خطا برای تخمین مسیر زاویه‌ای مفاصل و در جدول 4 این دو معیار برای تخمین زمان کل حرکت محاسبه شده است.

برای حالت اول نتایج مناسبی به‌دست‌آمده است و مدل با دقت بالا توانسته است بیشترین خمش مفصل لگن و زمان‌بندی حرکت را تخمین بزند. در حالت اول بیشترین اختلاف مسیر شبیه‌سازی‌شده نسبت به مسیر ثبت‌شده مربوط به مفصل ران و در حدود 0/11 رادیان است (جدول 3) که نتیجه مناسبی است.

در حالت دوم زمان‌بندی حرکت به‌خوبی تخمین زده‌شده است (جدول 4). همچنین حرکت مفصل مچ و زانو به‌خوبی پیش‌بینی شده است. در مورد مفصل لگن اختلاف بیشتر شده و به 0/15 رادیان می‌رسد که در این مورد

مدل داده می‌شود. سپس پاسخ مدل برای هرکدام، با حرکت ثبت‌شده متناظرش، مقایسه می‌شود. در ادامه از 6 حالت ارزیابی‌شده، فقط 3 حالت برای مقایسه، نمایش داده شده است.

1-7- حالت اول

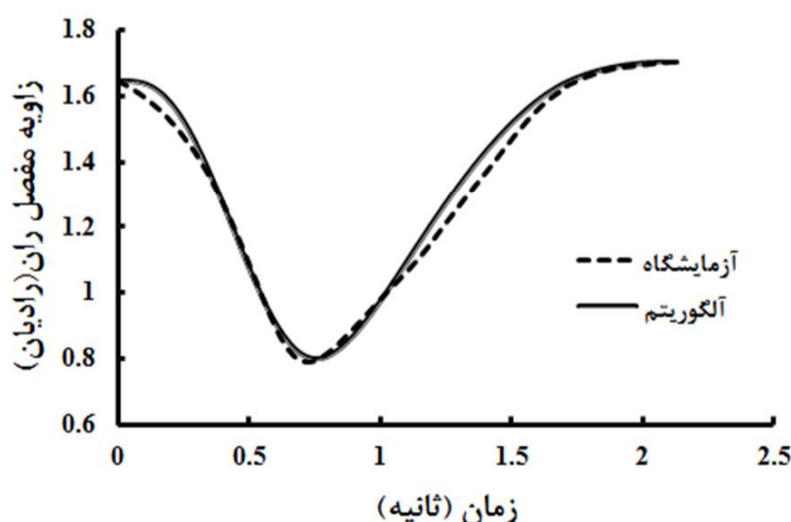
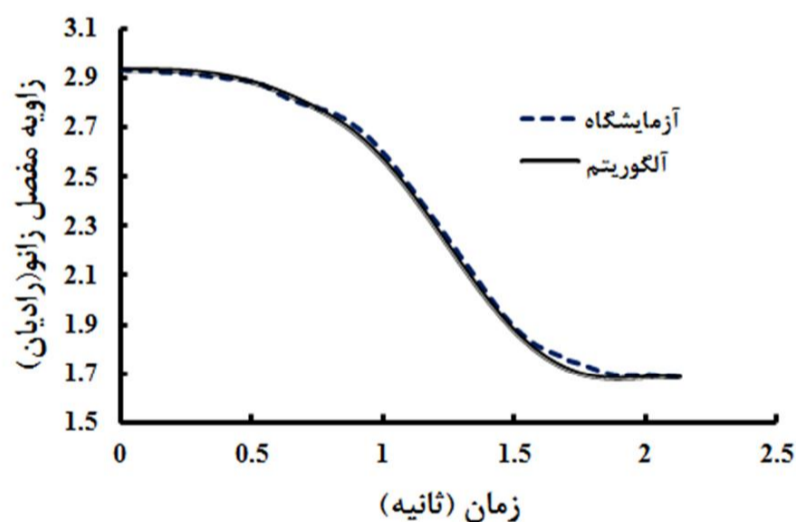
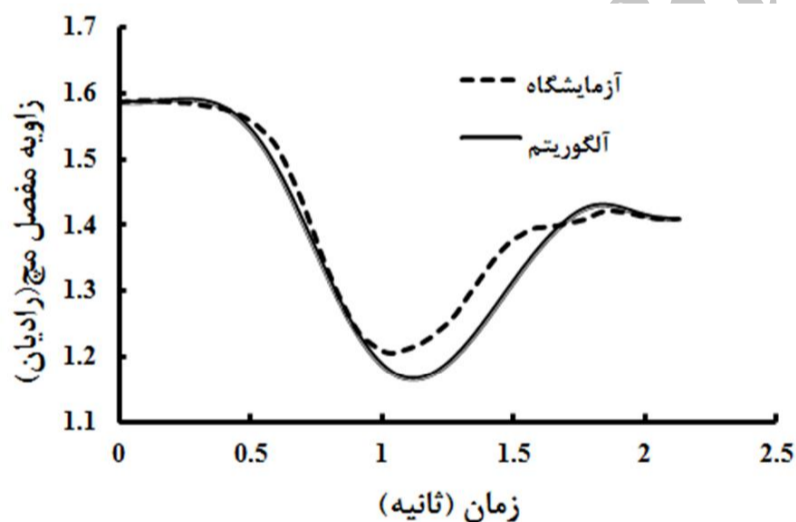
در حالت اول ارتفاع صندلی 45 سانتی‌متر و طول سطح اتکا پاها برابر 40% است. طبق قانون فازی تاکاگی-سوگنو ضرایب مسئولیت‌پذیری برای این حالت به‌صورت $\alpha_1 = 0.5$ ، $\alpha_4 = 0.5$ و مابقی ضرایب صفر است. پس برای طراحی حرکت در این حالت فقط مدول‌های شماره 1 و 4 شرکت دارند. در شکل 10 مسیرهای به‌دست‌آمده از مدل در برابر مسیرهای واقعی ثبت‌شده در آزمایشگاه مورد مقایسه قرار گرفته است. در این حالت مدت زمان فازهای اول، دوم و سوم به ترتیب 0/71، 0/98 و 0/44 ثانیه تخمین زده شده است.

2-7- حالت دوم

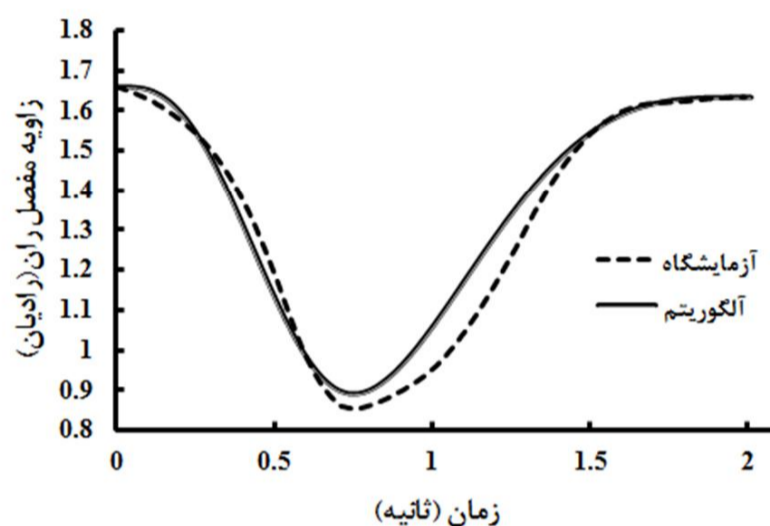
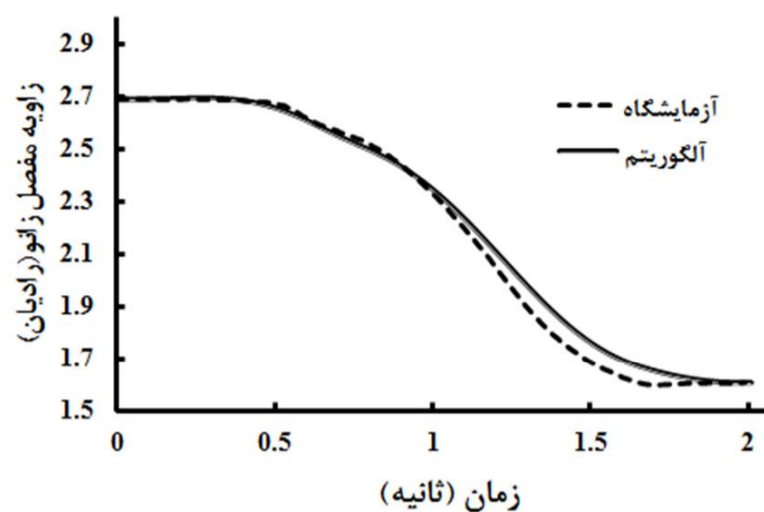
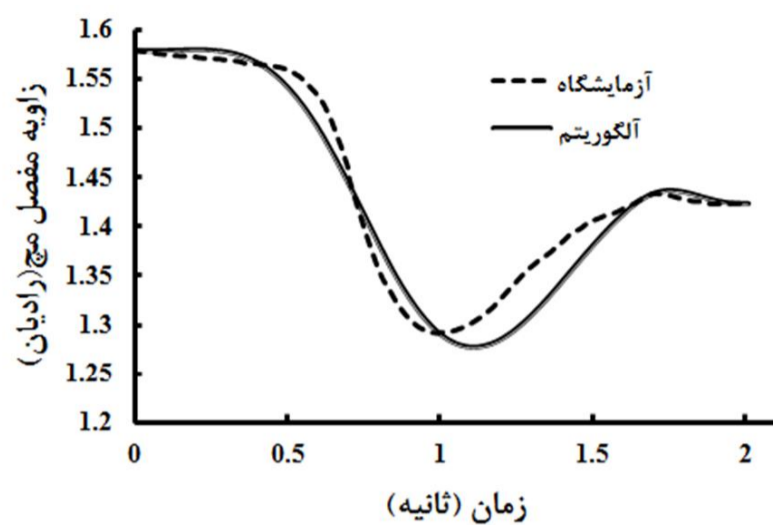
در حالت دوم ارتفاع صندلی 55 سانتی‌متر و طول سطح اتکا پاها برابر 40% است. طبق قانون فازی تاکاگی-سوگنو ضرایب مسئولیت‌پذیری برای این حالت به‌صورت $\alpha_4 = 0.5$ ، $\alpha_7 = 0.5$ و مابقی ضرایب صفر است. پس برای طراحی حرکت در این حالت فقط مدول‌های شماره 4 و 7 شرکت دارند. در شکل 11 مسیرهای به‌دست‌آمده از مدل در برابر مسیرهای واقعی ثبت‌شده در آزمایشگاه مورد مقایسه قرار گرفته است. در این حالت مدت زمان فازهای اول، دوم و سوم به ترتیب 0/7، 0/9 و 0/4 ثانیه تخمین زده شده است.

3-7- حالت سوم

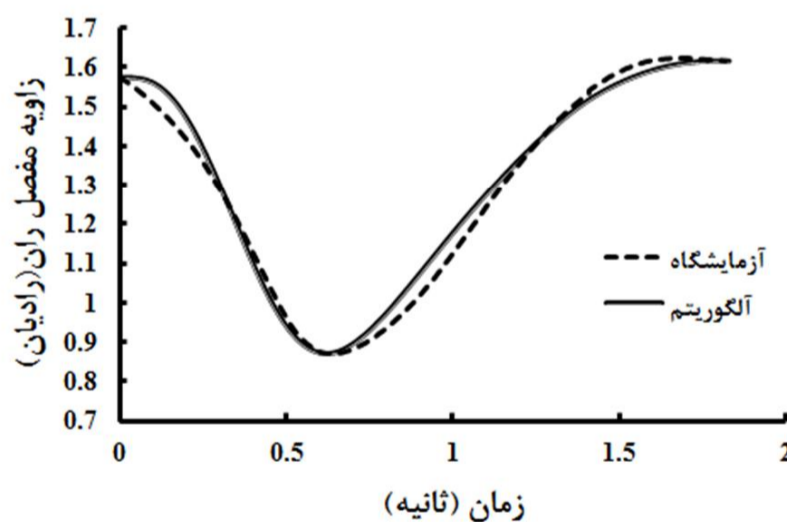
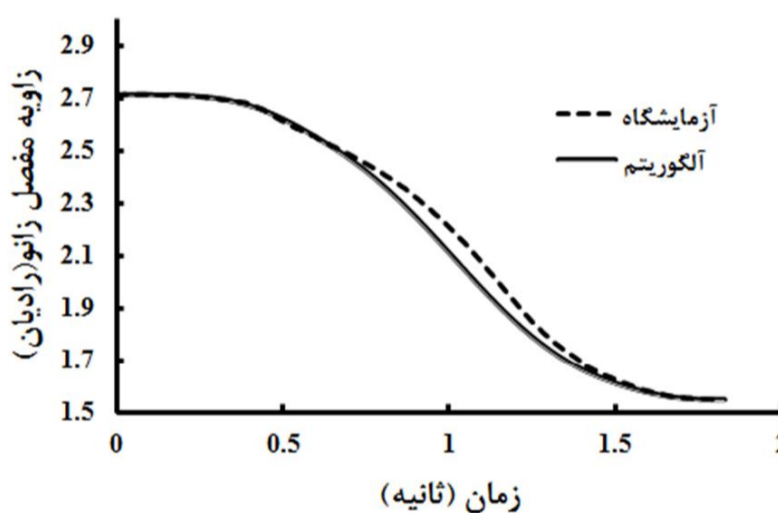
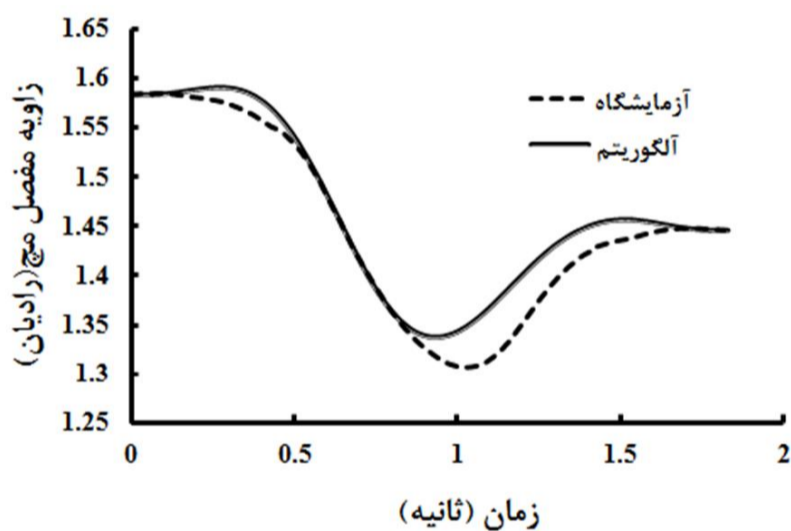
در حالت سوم ارتفاع صندلی 55 سانتی‌متر و طول سطح اتکا پاها برابر 100% است. طبق قانون فازی تاکاگی-سوگنو ضرایب مسئولیت‌پذیری برای این حالت به‌صورت $\alpha_6 = 0.5$ ، $\alpha_9 = 0.5$ و مابقی ضرایب صفر است. پس برای



شکل 10 منحنی مسیر زاویه‌ای برای مفاصل مچ، زانو و ران در حالت اول



شکل 11 منحنی مسیر زاویه‌ای برای مفصل مچ، زانو و ران در حالت دوم



شکل 12 منحنی مسیر زاویه‌ای برای مفصل مچ، زانو و ران در حالت سوم

است (جدول 4) که نشان می‌دهد عملکرد مدل در قبال دو شرط محیطی به صورت ترکیبی مناسب است و به خوبی مسیر حرکت را تخمین می‌زند. در مورد زمان بندی حرکت، خطای تخمین زمان به کمتر از 0/04 ثانیه رسیده است (جدول 4) در حالی که با استفاده از مدل ارایه شده در [22] این

عملکرد الگوریتم متوسط ارزیابی می‌شود. در مورد حالت سوم نیز عملکرد مدل مناسب است. زمان بندی حرکت و همچنین حداکثر خمش بالاتنه به خوبی پیش بینی شده‌اند. در تمامی حالت‌ها ماکزیمم مقدار مطلق خطای مسیر کمتر از 0/17

جدول 3 میانگین شاخص‌های MAE و RMSE در حرکت برخاستن از صندلی به ازای دو شرط محیطی به صورت ترکیبی برای تخمین مسیر زاویه ای مفاصل

ارتفاع صندلی (سانتی متر)	طول سطح اتکا پا	بیشترین مقدار مطلق خطا مچ (رادیان)	مجذور میانگین مربعات خطا مچ (رادیان)	بیشترین مقدار مطلق خطا زانو (رادیان)	مجذور میانگین مربعات خطا زانو (رادیان)	بیشترین مقدار مطلق خطا ران (رادیان)	مجذور میانگین مربعات خطا ران (رادیان)
45	40	0/082	0/039	0/053	0/031	0/111	0/058
45	70	0/050	0/026	0/089	0/047	0/062	0/034
45	100	0/062	0/031	0/119	0/060	0/082	0/042
55	40	0/074	0/032	0/077	0/037	0/139	0/063
55	70	0/066	0/028	0/047	0/023	0/072	0/038
55	100	0/076	0/033	0/072	0/049	0/082	0/057

جدول 4 میانگین شاخص‌های MAE و RMSE در حرکت برخاستن از صندلی به ازای دو شرط محیطی به صورت ترکیبی برای تخمین زمان کل حرکت

ارتفاع صندلی (سانتی متر)	طول سطح اتکا پا	بیشترین مقدار مطلق خطا زمان (ثانیه)	مجذور میانگین مربعات خطا زمان (ثانیه)
45	40	0/023	0/009
45	70	0/033	0/012
45	100	0/013	0/007
55	40	0/022	0/006
55	70	0/012	0/017
55	100	0/039	0/015

Logic Control, *IEEE Transactions On System* Vol. 39, 2009 .

- [10] P. Cisek, Neural Representations of Motor Plans, Desired Trajectories and Controlled Objects, *Cognitive Process*, Vol. 6, pp. 15-24, 2005.
- [11] M. Emadi Andani, F. Bahrami, P. Jabehdar Maralani, A. J. Ijspeert, MODEM: A Multi-Agent Hierarchical Structure To Model The Human Motor Control System, *Biological Cybernetics*, Vol. 101, pp. 361-377, 2009 .
- [12] M. Haruno, D. M. Wolpert, M. Kawato, Hierarchical MOSAIC For Movement Generation, in *International Congress Series*, 2003, pp. 575-590 .
- [13] H. Imamizu, T. Kuroda, S. Miyauchi, T. Yoshika, M. Kawato, Modular Organization of Internal Models of Tools in the Human Cerebellum, *Journal of neuroscience*, Vol. 100, pp. 5461-5466, 2003 .
- [14] F. A. Mussa-Ivaldi, Modular Feature Of Motor Control And Learning, *Journal of Neurobiology*, Vol. 9, pp. 713-717, 1999 .
- [15] M. Sadeghi, M. E. Andani, M. Parnianpour, A. Fattah, A bio-inspired modular hierarchical structure to plan the sit-to-stand transfer under varying environmental conditions, *Neurocomputing*, Vol. 118, pp. 311-321, 2013 .
- [16] P. O. Riley, M. L. Schenkman, R. W. Mann, W. A. Hodge, Mechanics of a Constrained Chair-Rise, *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, pp. 77-85, 1991 .
- [17] J. P. Scholz, D. Reisman, G. Schoner, Effects Of Varying Task Constraints On Solution To Joint Coordination In a Sit-To_Stand Task, *Experimental Brain Research*, Vol. 141, pp. 485-500, 2001 .
- [18] S. Kawagoe, N. Tajima, E. Chosa, Biomechanical Analysis Of Effects Of Foot Placement With Varying Chair Height On The Motion Of Standing Up, *Journal of Orthopedic Science*, Vol. 5, pp. 124-133, 2000 .
- [19] M. Emadi Andani, F. Bahrami, COMAP: A New Computational Interpretation of Human Movement Planning Level Based on Coordinated Minimum Angle Jerk Policies and 6 Universal Movement Elements, *Human Movement Science*, Vol. 31, pp. 1037-1055, 2012 .
- [20] M. Emadi Andani, F. Bahrami, P. J. Maralani, AMA-MOSAIC: an Automatic Module Assigning Hierarchical Structure to Control Human Motion Based on Movement Decomposition, *Neurocomputing*, Vol. 72, pp. 2310-2318, 2009 .
- [21] M. Galli, V. Cimolin, M. Crivellini, I. Campanini, Quantitative Analysis Of

خطا به حدود 0/12 ثانیه می‌رسد. طبیعی است وقتی خطای زمان‌بندی حرکت خیلی زیاد باشد حرکت طراحی شده نیز منطبق بر حرکت واقعی نخواهد بود. این امر نشان می‌دهد در نظر گرفتن چندین مدول و آموزش هر یک با شرایط محیطی مربوطه، عملکرد بهتری نسبت به در نظر گرفتن یک مدول دارد.

9- مراجع

- [1] A. C. Guyton, J. E. Hall, *Text Book of Medical physiology*, Elsevier Inc, 2006 .
- [2] T. Flash, N. Hogan, The coordinate of movement: an experimentally confirmed mathematical model, *Journal of neuroscience*, Vol. 5, No. 7, pp. 1688-1703, 1985 .
- [3] Y. Uno, M. Kawato, R. Suzuki, Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement, *Biological Cybernetics*, Vol. 61, pp. 89-101, 1989 .
- [4] M. G. Pandi, B. A. Garner, Optimal Control of Non Ballestic Muscular Movement : A Constraint Based Performance Criterion For Rising From A Chair, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, pp. 15-26, 1995 .
- [5] F. Bahrami, M. Emadi Andani, P. Jabehdar, Prediction of the joint trajectories during rising from a chair applying two methods for parameterization of the search-space., in *7th Iranian Conference on Electrical Engineering*, Tehran, Iran, 1999, pp. 9-16 (In Persian)
- [6] C. Chang, D. R. Brown, D. S. Bloswick, S. M. Hsiang, Biomechanical simulation of manual lifting using spacetime optimization, *Journal of Biomechanical* Vol. 34, pp. 527-532, 2001 .
- [7] M. Emadi Andani, F. Bahrami, M. J. Yazdanpanah, A. Patla, Movement prediction using an MLP without internal feedback, in *Proceeding of Systems, Man and Cybernetics, 2004 IEEE International Conference on*, pp. 5975-5979, 2004 .
- [8] J. K. Lee, Y. Nam, Knee joint moment estimation using neural network system identification in sit-to-stand movement, in *International Conference on Control Automation and System*, Korea, 2008, pp. 14-17 .
- [9] X. Qu, M. A. Nussbaum, Simulating Human Lifting Motion Using Fuzzy

- [24] M. J. Mataric, M. Pomplun, Fixation Behavior in Observation and Imitation of Human Movement, *Cognitive Brain Research*, Vol. 7, pp. 191-202, 1998 .
- [25] F. Nori, R. Frezza, A Control Theory Approach to the Analysis and Synthesis of the Experimentally Observed Motion Primitives, *Biological Cybernetics*, Vol. 93, pp. 323-342, 2005 .
- [26] M. A. Perez, *Prediction Of Whole Body Lifting Kinematics Using Artificial Neural Network*, Ph.D, Virginia Polytechnic Institute and State University, 2005 .
- Sit To Stand Movement: Experimental Set-Up Definition And Application To Healthy And Hemiplegic Adults, *Gait & Posture*, Vol. 28, pp. 80-85, 2008 .
- [22] M. Sadeghi, *Movement Planning of Sit-to-Stand Transfer Based on Decomposing the Motion into its Corresponding Subtasks*, M.Sc Thesis, Isfahan University of Technology, 2012. (In Persian)
- [23] T. Takagi, M. Sugeno, Fuzzy Identification Of System And Its Applications To Modeling And Control, *IEEE Transaction On Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 15, pp. 116-132, 1985 .

Archive of SID