



## کنترل ربات‌های توان‌بخشی پا در تمرین آموزش راه رفتن بر روی تردمیل

عباس داش‌خانه<sup>1</sup>، مجید محمدی مقدم<sup>2\*</sup>، محمدرضا هادیان<sup>3</sup>، مصطفی مقربی<sup>4</sup>، علی‌اکبر میرزایی صبا<sup>4</sup>، سید محمد داوودی حسنکلا<sup>4</sup>

1- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

3- استاد، فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران

4- کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

\* تهران، صندوق پستی 14115-143، m.moghadam@modares.ac.ir

### چکیده

### اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 07 مهر 1392

پذیرش: 02 دی 1392

ارائه در سایت: 30 شهریور 1393

کلیدواژه‌ها:

سکته مغزی و ضایعه نخاعی

ناتوانی حرکتی

تمرین توان‌بخشی پا

مشارکت فعال

هدف از این مقاله، ارزیابی روشی جدید برای کنترل ربات‌های توان‌بخشی پا است که ضمن تأمین آزادی عمل بیشتر برای بیماران، می‌تواند الگوی راه رفتن آن‌ها را اصلاح کند. این کنترلر، از یک مسیر مرجع مبتنی بر فاز راه رفتن و یک الگوریتم تشخیص فاز بهره می‌برد تا بر اساس زاویه و سرعت زاویه‌ای واقعی مفاصل، زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب آن‌ها را تعیین کند. همچنین، کنترلر از بلوک‌هایی مجزا برای کنترل مسیر حرکت و سرعت گام برداشتن بیمار برخوردار است. از آن جا که در این کنترلر مسیر مرجع به زمان وابسته نیست، بیمار می‌تواند بر دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود تأثیر بگذارد. همچنین، بلوک‌های کنترلی مجزا این امکان را می‌دهند تا متناسب با توانایی هر بیمار سطوح مختلفی از آزادی عمل و نیروی کمکی برای او فراهم شود. این کنترلر بر روی ربات توان‌بخشی آرمان پیاده‌سازی شده و تأثیر آن بر تغییر الگوی راه رفتن سه فرد سالم و یک بیمار سکته مغزی بررسی شده است. نتایج تجربی نشان می‌دهند که این روش می‌تواند به خوبی روش کنترل امپدانس الگوی راه رفتن افراد را اصلاح کند. به علاوه، آزادی عمل بیشتری برای این افراد فراهم می‌آورد تا بتوانند تمرین‌های توان‌بخشی پا را با دوره‌ی زمانی دلخواه خود انجام دهند.

## Rehabilitation robots control in gait training exercises on a treadmill

Abbas Dashkhaneh<sup>1</sup>, Majid Mohammadi Moghaddam<sup>2\*</sup>, Mohammad Reza Hadian<sup>3</sup>, Mostafa Mogharrabi<sup>2</sup>, Ali Akbar Mirzaei Saba<sup>2</sup>, Seyed Mohammad Davoodi Hasankola<sup>2</sup>

1-Department of Mechanical Engineering, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran

2-Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

3-Department of Medical Sciences, Tehran University, Tehran, Iran

\* P.O.B. 14115-143 Tehran, Iran, m.moghadam@modares.ac.ir

### ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 29 September 2013

Accepted 23 December 2013

Available Online 21 September 2014

### Keywords:

Stroke and Spinal Cord Injury

Gait Disorder

Gait Rehabilitation Exercise

Active participation

### ABSTRACT

The aim of this paper is to investigate a new control algorithm of gait rehabilitation robots that simultaneously provides more freedom for the patients and corrects their walking trajectory. The controller utilizes a gait-phase dependent reference trajectory and a gait-phase detection algorithm to determine the desired position and velocity of joints based on their actual positions and velocities. Moreover, the controller uses two separate control blocks for the correction of the path and the cadence of walking of the patient. Since the reference trajectory is time independent, the patient is able to change the cadence of his/her walking. Furthermore, the separate control structure enables the controller to provide different levels of freedom and assistive force to be delivered to the patients. The control method has been implemented through ARMan (Active Rehabilitation Manipulator), a gait rehabilitation robot and its effectiveness is evaluated on the walking trajectory of three healthy subjects and one stroke patient. The results of the experiments demonstrate that the proposed control method corrects the gait pattern of the subjects as good as impedance control method. In addition, this method provides more freedom for the patients to walk based on their desired cadence.

### 1- مقدمه

#### 1-1- انگیزه‌ی تحقیق

این روش در دو دهه‌ی اخیر مورد توجه بسیاری از محققان قرار گرفته و ربات‌های متنوعی نظیر هپتیک واکر [1] لوکومات [2]، اوتومبیلواتور [3]، الکس [4]، پم و پوگو [5]، آرتور [6]، گیت ترینر [7] و لوپز [8] برای توسعه‌ی این روش تمرینی ارائه شده‌اند. در کنار ارائه‌ی این ربات‌ها، به

تمرین راه رفتن بر روی تردمیل با کمک ربات توان‌بخشی پا، روشی موثر برای آموزش و ارتقای توانایی راه رفتن بیماران سکته مغزی و ضایعه نخاعی است.

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. Dashkhaneh, M. Mohammadi Moghaddam, M.R. Hadian, M. Mogharrabi, A.A. Mirzaei Saba, S.M. Davoodi Hasankola, Rehabilitation robots control in gait training exercises on a treadmill, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 8, pp. 157-164, 2014 (In Persian)

میان حرکت ارادی بیمار و حرکت ناشی از ناتوانی بیمار تمایز قائل شود. در نتیجه، امکان آن که الگوی راه رفتن بیمار به سمت یک الگوی نامطلوب متمایل شود وجود دارد. در مراجع [13،12،5] به نمونه‌هایی از این عملکرد نامطلوب اشاره شده است.

### 1-3- روش پیشنهادی و نوآوری آن

در این مقاله روشی جدید برای کنترل ربات‌های توان‌بخشی پا ارائه می‌شود که از یک سو آزادی عمل کافی برای بیمار فراهم می‌سازد تا بر الگوی راه رفتن خود تأثیر بگذارد و از سوی دیگر نیروی لازم برای کمک به راه رفتن بیمار بر اساس یک الگوی صحیح را فراهم می‌سازد.

روش کنترلی پیشنهادی شامل سه بخش اصلی است. بخش اول، شامل یک مسیر مرجع مستقل از زمان است. به کمک این مسیر، زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب مفاصل به صورت توابعی از فاز حرکت بیان می‌شود. مزیت مسیر مرجع مستقل از زمان در آن است که در نتیجه‌ی آن، کنترل ربات به زمان وابسته نیست و بیمار می‌تواند دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود را آزادانه انتخاب نماید. بخش دوم، شامل یک الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن است. این الگوریتم از یک شبکه‌ی عصبی برخوردار است و می‌تواند بر اساس زاویه و سرعت زاویه‌ای واقعی مفاصل، فازی از گام حرکت که بیمار در آن قرار دارد را تشخیص بدهد. مزیت استفاده از شبکه‌ی عصبی در این الگوریتم دقت و منعطف بودن آن است که امکان می‌دهد تا به ازای تنوع‌های مختلف راه رفتن، فاز حرکت به خوبی تعیین شود. به کمک این قابلیت، نیازی نیست تا برای تشخیص فاز حرکت، منحنی فضایی حرکت بیمار به منحنی فضایی مسیر مرجع نزدیک باشد. در نتیجه می‌توان بهره‌های کوچک‌تری برای کنترل انتخاب کرد تا بیمار آزادی عمل بیشتری در تعیین منحنی فضایی راه رفتن خود داشته باشد. بخش سوم کنترلر، شامل بلوک‌هایی کنترلی است که نیروی لازم برای اصلاح الگوی راه رفتن بیمار را فراهم می‌کند. این بلوک‌ها شامل کنترلر جبران ساز وزن، کنترلر مسیر و کنترلر سرعت راه رفتن است. بلوک جبران ساز وزن، وزن بازوهای ربات را جبران می‌کند تا نیروهای مقاوم ربات در برابر راه رفتن بیمار به حداقل برسد. بلوک کنترلر مسیر، میدان نیرویی در اطراف مسیر مرجع ایجاد می‌کند تا منحنی فضایی حرکت مفاصل بیمار در نزدیکی منحنی فضایی مسیر مرجع باقی بماند. با تنظیم ضرایب این بلوک کنترلی می‌توان متناسب با شرایط هر بیمار، میزان انحراف فضایی مسیر مفاصل بیمار از مسیر مرجع را تنظیم کرد. کنترلر سرعت، میدانی نیرویی هم راستا با مسیر مرجع ایجاد می‌کند تا سرعت زاویه‌ای مفاصل بیمار را به سرعت زاویه‌ای مطلوب نزدیک کند. به کمک این بلوک کنترلی، اگر سرعت زاویه‌ای مفاصل کمتر از سرعت زاویه‌ای مطلوب باشد، نیروی کمکی مثبت ایجاد می‌شود و اگر بیشتر باشد، نیروی کمکی منفی تأمین خواهد شد. در نتیجه مفاصل پای بیمار به حرکت با سرعت زاویه‌ای مطلوب هدایت می‌شوند. با تنظیم ضرایب این بلوک کنترلی می‌توان آزادی عمل بیمار در تنظیم سرعت زاویه‌ای حرکت مفاصل بر روی مسیر مرجع را تغییر داد.

تأثیر بلوک‌های کنترلر مسیر و کنترلر سرعت بر حرکت مفاصل را می‌توان با تأثیر جریان یک سیال در یک رودخانه بر حرکت جسم داخل آن مقایسه کرد. بدین معنا که اولاً حرکت مفاصل ران و زانو محدود به حرکت درون یک مسیر در فضای مفاصل است. ثانیاً نیرویی کمکی متناسب با اختلاف سرعت زاویه‌ای واقعی و مطلوب مفاصل، هم راستا با مسیر حرکت، به مفاصل اعمال می‌شود تا این اختلاف سرعت را جبران کند. از این رو، کنترلر پیشنهادی در این مقاله کنترلر رودخانه‌ای نامیده می‌شود.

توسعه‌ی روش‌های کنترلی که کارایی تمرین‌های رباتیک توان‌بخشی پا را افزایش دهند نیز پرداخته شده است. مطالعات مختلف تأکید می‌کنند که برای بهبود سریع‌تر بیماران در تمرین‌های رباتیک توان‌بخشی پا، باید علاوه بر آموزش الگوی صحیح راه رفتن به بیماران، امکان مشارکت فعال آن‌ها در تمرین‌ها فراهم شود و آزادی عمل کافی به آنان داده شود تا بر الگوی راه رفتن خود تأثیر بگذارد [9،10]. از این رو، توسعه‌ی روش‌های کنترلی که این دو الزام را به صورت همزمان تأمین کنند حائز اهمیت است.

### 1-2- مرور ادبیات

اولین روشی که در کنترل ربات‌های توان‌بخشی مورد استفاده قرار گرفت، روش کنترل موقعیت است [2،3]. در این روش، ربات نیروی لازم برای حرکت دادن دقیق پاها در یک مسیر از پیش تعیین شده را تأمین می‌کند. از آن جا که در روش کنترل موقعیت، به ازای کوچک‌ترین انحراف پا از مسیر مرجع، ربات با اعمال گشتاور بسیار بزرگ پا را به مسیر اصلی بازمی‌گرداند، بیمار مجبور می‌شود برای هماهنگ شدن با حرکت ربات سطح فعالیت خود را حین تمرین کاهش دهد و یا به طور کلی تسلیم حرکت ربات شود [11]. به منظور رفع نقاط ضعف این روش کنترلی، روش‌های منعطف بسیاری ارائه شده‌اند تا به بیمار امکان بدهند تا متناسب با توانایی حرکتی خود، بر الگوی راه رفتن خود تأثیر بگذارند و آن را به دلخواه تغییر بدهند.

در روش کنترل تطبیقی [12]، بیمار می‌تواند مسیر مرجع اولیه‌ی ربات را به گونه‌ای تغییر بدهد که به کاهش نیروی اعمالی از سوی ربات منجر شود. در روش کنترل امپدانس<sup>1</sup> [8] بیمار می‌تواند حین تمرین، نسبت به مسیر مرجع انحراف پیدا کند و منحنی فضایی<sup>2</sup> نسبتاً متفاوتی در مقایسه با مسیر مرجع داشته باشد. در روش کنترل مسیر<sup>3</sup> [13] بیمار علاوه بر انحراف فضایی محدود می‌تواند سرعت گام برداشتن خود را با کمی اختلاف نسبت به مسیر مرجع انتخاب کند.

در روش‌های فوق دوره‌ی زمانی گام برداشتن بیمار توسط ربات تعیین می‌شود؛ بنابراین، روش‌های دیگری ارائه شده‌اند که به بیمار اجازه می‌دهند تا علاوه بر منحنی فضایی، دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود را نیز متفاوت از مسیر مرجع انتخاب کنند. در روش کنترل موقعیت منعطف با الگوریتم همزمان کننده<sup>4</sup> [5] بیمار می‌تواند به صورت تدریجی بر دوره‌ی زمانی مسیر مرجع تأثیر بگذارد و آن را به دلخواه خود تغییر بدهد. در روش‌های تولید مسیر خودکار<sup>5</sup> [10] و کنترل مدل مجازی<sup>6</sup> [14] مسیر مطلوب مستقل از زمان تعریف می‌شود. در نتیجه، بیمار در تنظیم سرعت راه رفتن خود کاملاً آزاد است. در روش کنترل میدان نیرو<sup>7</sup> [4] میدان نیرویی در اطراف مسیر مرجع تعریف می‌شود تا پای بیمار را بر روی مسیر نگه دارد؛ اما بیمار برای حرکت بر روی مسیر مرجع آزاد است و می‌تواند دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود را به دلخواه انتخاب کند.

در روش‌های ارائه شده‌ی فوق آزادی عمل کافی برای بیماران فراهم شده است تا بتوانند بر منحنی فضایی و دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود تأثیر بگذارند؛ اما این آزادی عمل بیشتر در ازای کاهش کنترل ربات بر حرکت بیمار به دست می‌آید و می‌توانند به الگوهای راه رفتن نامطلوب توسط بیماران منجر شود؛ به عبارت دیگر در این روش‌های کنترلی، ربات نمی‌تواند

1- Impedance Control

2- Spatial Path

3- Path Control

4- Position Control with Time Synchronization Algorithm

5- Reference Trajectory Generation

6- Virtual Model Control

7- Force Field Control

می‌کرد. در این روش‌ها، نقطه‌ای از مسیر مرجع که کمترین اختلاف را نسبت به زاویه‌ی واقعی مفاصل داشت به عنوان زاویه‌ی مطلوب انتخاب می‌شد و کنترلر نیروی لازم برای نزدیک کردن زاویه‌ی واقعی به زاویه‌ی مطلوب مفاصل را تأمین می‌کرد؛ اما تعیین زاویه‌ی مطلوب مفاصل به این روش زمانی عملکرد مطلوبی دارد که مسیر راه رفتن بیمار به مسیر مرجع نزدیک باشد. در نتیجه، بهره‌های کنترلی در این کنترلرها به گونه‌ای انتخاب می‌شوند که بیمار آزادی عمل محدودی برای تأثیرگذاری بر منحنی فضایی راه رفتن خود داشته باشد و مسیر حرکت وی نزدیک مسیر مطلوب باقی بماند. به منظور رفع محدودیت فوق در کنترل رودخانه‌ای از یک روش دو مرحله‌ای برای تعیین زاویه‌ی مطلوب مفاصل استفاده می‌شود. این روش شامل یک مسیر مرجع مبتنی بر فاز راه رفتن و یک الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن است. به کمک این روش دو مرحله‌ای، می‌توان ابتدا فاز راه رفتن را با استفاده از داده‌های سینماتیکی تعیین کرد و سپس به کمک مسیر مرجع مبتنی بر فاز، زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب مفاصل را به دست آورد. الگوریتم تشخیص فاز راه رفتنی که در این مقاله معرفی می‌شود، می‌تواند فاز حرکت را حتی در مسیرهایی که نسبت به مسیر مرجع فاصله دارند با دقت تعیین کند؛ بنابراین محدودیت روش‌های پیشین در تعیین زاویه‌ی مطلوب مفاصل رفع می‌شود و می‌توان به کمک کنترلر پیشنهادی آزادی عمل بیشتری برای بیمار برای تأثیرگذاری بر منحنی فضایی راه رفتن خود فراهم ساخت. در ادامه‌ی همین بخش ابتدا مسیر مرجع مبتنی بر فاز راه رفتن معرفی می‌شود و سپس در بخش بعدی الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن توضیح داده می‌شود.

مسیر مرجعی که در کنترلر رودخانه‌ای مورد استفاده قرار گرفته است از داده‌های راه رفتن یک فرد سالم بر روی تردمیل به دست آمده است. این مسیر که در شکل 2 نشان داده شده است، شامل زوایا و سرعت‌های زاویه‌ای مطلوب مفاصل ران و زانو در یک گام کامل از راه رفتن است. برای آن‌که حین تمرین‌های توان‌بخشی، دوره‌ی زمانی گام برداشتن از سوی ربات به بیمار تحمیل نشود مسیر مرجع مستقل از زمان و بر حسب فاز حرکت تعریف شده است. فاز حرکت با متغیر  $u$  نشان داده می‌شود و مقدار آن در بازه‌ی  $[0,1]$  نرمالیزه شده است. در تعریف مسیر مرجع، دو وضعیت متوالی پا که زانو بیش‌ترین مقدار زاویه را دارد به عنوان آغاز ( $u=0$ ) و پایان ( $u \rightarrow 1$ ) گام در نظر گرفته شده است.

اگر فاز حرکت (مقدار  $u$ ) حین راه رفتن معلوم باشد، وضعیت مطلوب مفاصل به کمک مسیر مرجع و توسط روابط (1) و (2) تعیین می‌شود:

$$\bar{\theta}_{ref}(u) = [\theta_{ref}^h(u), \theta_{ref}^k(u)] \quad (1)$$

$$\bar{\dot{\theta}}_{ref}(u) = [\dot{\theta}_{ref}^h(u), \dot{\theta}_{ref}^k(u)] \quad (2)$$

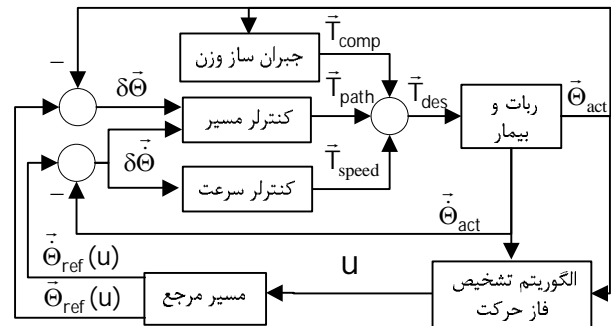
که در آن  $\theta_{ref}^h$  و  $\theta_{ref}^k$  به ترتیب زوایای مطلوب مفاصل ران و زانو و  $\dot{\theta}_{ref}^h$  و  $\dot{\theta}_{ref}^k$  سرعت‌های زاویه‌ای مطلوب آن‌ها می‌باشند. همچنین زاویه و سرعت زاویه‌ای واقعی مفاصل در زمان  $(t)$  از روابط (3) و (4) به دست می‌آید:

$$\bar{\theta}_{act}(t) = [\theta_{act}^h(t), \theta_{act}^k(t)] \quad (3)$$

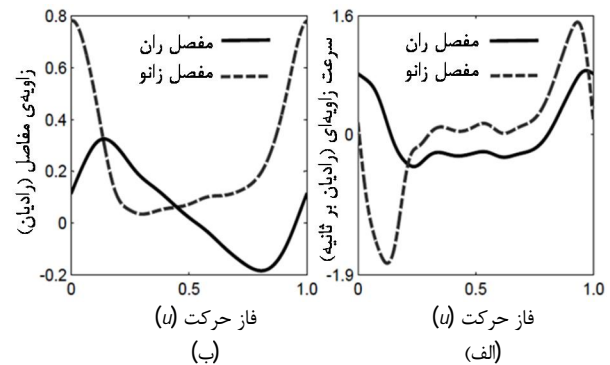
$$\bar{\dot{\theta}}_{act}(t) = [\dot{\theta}_{act}^h(t), \dot{\theta}_{act}^k(t)] \quad (4)$$

که در آن  $\theta_{act}^h$  و  $\theta_{act}^k$  به ترتیب زوایای واقعی مفاصل ران و زانو و  $\dot{\theta}_{act}^h$  و  $\dot{\theta}_{act}^k$  سرعت‌های زاویه‌ای واقعی آن‌ها هستند. اختلاف بین زاویه‌ی مطلوب و واقعی مفاصل از رابطه‌ی (5) تعیین می‌شود:

$$\delta\bar{\theta} = \bar{\theta}_{ref}(u) - \bar{\theta}_{act}(t) \quad (5)$$



شکل 1 روش کنترل رودخانه‌ای برای تمرین‌های رباتیک توان‌بخشی



شکل 2 مسیر مرجع وابسته به فاز راه رفتن شامل (الف) زوایا و (ب) سرعت‌های زاویه‌ای مطلوب مفاصل ران و زانو

#### 4-1- ساختار مقاله

در ادامه، ابتدا روش کنترل رودخانه‌ای به تفصیل شرح داده می‌شود. پس از آن ربات توان‌بخشی آرمان که کنترلر رودخانه‌ای بر روی آن پیاده‌سازی شده است معرفی می‌شود. سپس نحوه‌ی ارزیابی این کنترلر در آزمایش بر راه رفتن سه فرد سالم و یک بیمار سکنه مغزی مبتلا به فلج یک‌سویه توضیح داده می‌شود. در نهایت نتایج تجربی تحلیل می‌شوند و عملکرد کنترلر رودخانه‌ای در مقایسه با کنترلر امپدانس مقایسه می‌شود.

#### 2- کنترل رودخانه‌ای

بلوک دیاگرام روش کنترل رودخانه‌ای در شکل 1 نشان داده شده است. این کنترلر، شامل مسیر مرجع وابسته به فاز حرکت، الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن و بلوک‌های کنترلی جبران ساز وزن، کنترلر مسیر و کنترلر سرعت است. اساس کار کنترلر به این صورت است که در هر لحظه از راه رفتن، فاز حرکت به کمک الگوریتم تشخیص فاز و با استفاده از زاویه و سرعت زاویه‌ای واقعی مفاصل پا تعیین می‌شود. سپس، زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب مفاصل متناسب با فاز راه رفتن و به کمک مسیر مرجع تعیین می‌شود. در نهایت با مقایسه‌ی مقادیر واقعی و مطلوب زوایا و سرعت‌های زاویه‌ای مفاصل، نیروی لازم برای کمک به راه رفتن صحیح بیمار تأمین می‌شود. در ادامه این روش کنترلی با جزئیات بیشتر معرفی می‌شود.

#### 1-2- مسیر مرجع مبتنی بر فاز راه رفتن

پیش از این در روش‌های کنترل میدان نیرو [4] و کنترلر مسیر [13] برای آن‌که بیمار بتواند بر دوره‌ی زمانی راه رفتن خود تأثیر بگذارد از مسیرهای مرجع مستقل از زمان استفاده شده بود.

در این روش‌ها، مسیر مرجع به صورت یک منحنی فضایی بیان شده بود که زاویه‌ی مفصل زانو بر حسب زاویه‌ی مفصل ران را در یک گام کامل تعیین

همان‌گونه که در بالا اشاره شد در الگوریتم تشخیص فاز به جای آن‌که فاز راه رفتن مستقیماً از خروجی شبکه عصبی تعیین شود، این متغیر با واسطه‌ی متغیرهای  $x$  و  $y$  و با استفاده از یک رابطه‌ی هندسی به دست می‌آید. علت این امر آن است که در انتهای هر گام باید مقدار  $u$  به صورت گسسته و آنی از یک به صفر تغییر کند تا نمایانگر شروع گام جدید باشد؛ اما داده‌های تجربی نشان می‌دهد که اگر متغیر  $u$  مستقیماً از خروجی شبکه‌ی عصبی به دست آید، مقدار آن در آغاز گام جدید به صورت پیوسته کاهش می‌یابد تا از 1 به صفر برسد. این تغییر پیوسته از دید کنترلر به معنای حرکت رو به عقب زاویه‌ی مطلوب مفاصل بر روی مسیر مرجع است؛ بنابراین، الگوریتم تشخیص فاز به گونه‌ای ارائه شده است که بتوان به کمک آن خروجی‌های پیوسته‌ی شبکه‌ی عصبی را با استفاده از یک رابطه‌ی هندسی به یک خروجی گسسته در انتهای هر گام تبدیل کرد.

الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن به کمک داده‌های سینماتیکی حاصل از راه رفتن سه فرد سالم در سرعت‌های مختلف بر روی تردمیل آموزش داده شده و دقت آن در تخمین فاز راه رفتن به کمک شبیه‌سازی ارزیابی شده است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که این الگوریتم با دقت بسیار خوبی ( $R^2 > 0.95$ ) فاز راه رفتن متناظر با زاویه‌ی واقعی مفاصل را تشخیص می‌دهد. شکل 4 عملکرد الگوریتم در تشخیص فاز راه رفتن به کمک یک مسیر واقعی را نشان می‌دهد. همان‌گونه که در این شکل نشان داده شده است، الگوریتم فاز راه رفتن می‌تواند به خوبی زاویه‌ی مطلوب متناظر با زاویه‌ی واقعی مفاصل را تعیین کند.

### 2-3- بلوک‌های کنترلی

کنترلر رودخانه‌ای شامل سه بلوک است که به کمک آن‌ها گشتاور جبران ساز وزن ( $T_{comp}$ )، گشتاور کنترل مسیر ( $T_{path}$ ) و گشتاور کنترل سرعت ( $T_{speed}$ ) برای کمک به راه رفتن بیمار بر اساس مسیر مرجع تأمین می‌شود. بلوک جبران ساز وزن گشتاوری جبرانی برای خنثی کردن وزن بازوهای ربات تأمین می‌کند. میزان این گشتاور در هر لحظه با توجه به مدل دینامیکی ربات محاسبه می‌شود.

بلوک کنترل مسیر، گشتاور لازم برای حرکت مفاصل پای بیمار در یک منحنی فضایی نزدیک به مسیر مرجع را تأمین می‌کند. مقدار و جهت این گشتاور، متناسب با اختلاف زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب و واقعی مفاصل است و از رابطه‌ی (8) تعیین می‌شود:

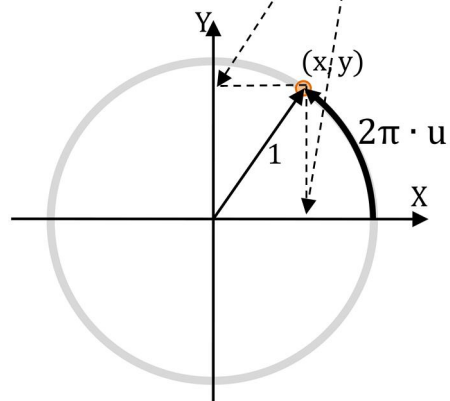
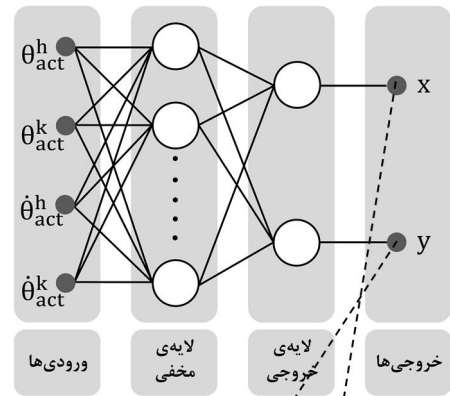
$$\bar{T}_{path} = K\delta\bar{\Theta} + B(\delta\bar{\Theta} \cdot \bar{n})\bar{n} \quad (8)$$

در رابطه‌ی (8) ضرایب  $K$  و  $B$  ضرایب کنترلر مسیر هستند و  $\bar{n}$  بردار یکه‌ی هم جهت با بردار  $\delta\bar{\Theta}$  است که از رابطه (9) به دست می‌آید:

$$\bar{n} = \frac{\delta\bar{\Theta}}{\|\delta\bar{\Theta}\|} \quad (9)$$

بلوک کنترل سرعت گشتاور لازم برای کمک به حرکت مفاصل با سرعت زاویه‌ای مطلوب در راستای مسیر مرجع را فراهم می‌کند. این گشتاور، متناسب با اختلاف سرعت زاویه‌ای مطلوب و واقعی مفاصل در راستای مماس بر مسیر مرجع است و از رابطه‌ی (10) محاسبه می‌شود:

$$\bar{T}_{speed} = C(\delta\bar{\Theta} - (\delta\bar{\Theta} \cdot \bar{n})\bar{n}) \quad (10)$$



شکل 3 در الگوریتم تشخیص فاز حرکت، شبکه عصبی زاویه و سرعت زاویه‌ای واقعی مفاصل را دریافت می‌کند و فاز حرکت (مقدار  $u$ ) را تخمین می‌زند

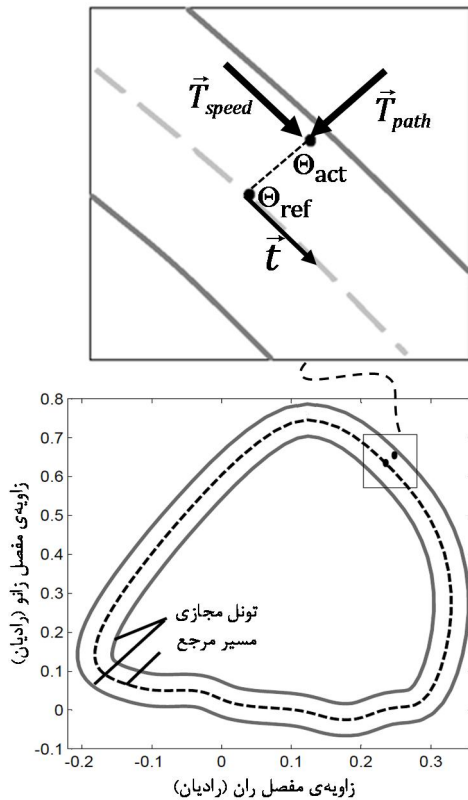
همچنین اختلاف سرعت زاویه‌ای مطلوب و واقعی مفاصل از رابطه‌ی (6) به دست می‌آید:

$$\delta\bar{\Theta} = \bar{\Theta}_{ref}(u) - \bar{\Theta}_{act}(t) \quad (6)$$

### 2-2- الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن

از آن جا که مسیر مرجع تابعی از فاز راه رفتن است، لازم است تا برای تعیین زاویه و سرعت زاویه‌ای مطلوب مفاصل ابتدا فاز راه رفتن تعیین شود. برای این منظور از یک الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن استفاده می‌شود. این الگوریتم در شکل 3 نشان داده شده است. الگوریتم از یک شبکه‌ی عصبی و یک رابطه‌ی هندسی تشکیل شده است. شبکه‌ی عصبی دارای چهار ورودی، دو خروجی، یک لایه‌ی پنهان و یک لایه‌ی خروجی است. ورودی‌های شبکه‌ی عصبی زاویه و سرعت‌های زاویه‌ای واقعی مفاصل ران و زانو می‌باشند. لایه‌ی مخفی شبکه‌ی عصبی دارای بیست گره است که هر گره آن تابعی به فرم سیگموئید است. لایه‌ی خروجی شبکه‌ی عصبی دارای دو گره است که توابع آن به فرم خطی هستند. خروجی‌های شبکه‌ی عصبی متغیرهای رابطه‌ی هندسی (7) فاز حرکت (مقدار  $u$ ) است تعیین می‌شود:

$$u = \begin{cases} \frac{\tan^{-1}(y/x)}{2\pi} & x \geq 0, y \geq 0 \\ \frac{\tan^{-1}(y/x) + \pi}{2\pi} & x < 0 \\ \frac{\tan^{-1}(y/x) + 2\pi}{2\pi} & x \geq 0, y < 0 \end{cases} \Rightarrow u \in [0, 1] \quad (7)$$



شکل 5 گشتاورهای کنترل مسیر و کنترل سرعت اعمالی به نقطه‌ای واقع در نزدیکی مسیر مرجع



شکل 6 ربات توان‌بخشی دانشگاه تربیت مدرس با نام آرمان

دوران مفاصل ران و زانو در صفحه‌ی ساژیتال توسط عملگرهایی با قابلیت کنترل گشتاور کنترل می‌شود. دوران مفصل ران در صفحه‌ی کرونال غیرفعال است و به دلیل استفاده از فنر در این مفصل امکان دوران محدودی برای پا فراهم می‌شود. عملگرهای ربات، عملگرهای سری الاستیک دورانی<sup>3</sup> هستند [16] که می‌توان از آن‌ها برای اندازه‌گیری و کنترل دقیق گشتاور اعمالی به مفاصل استفاده کرد. از آن جا که حین تمرین‌های توان‌بخشی بدن بیمار به ربات متصل است و برای آن که وزن ربات به بیمار منتقل نشود، از یک فنر برای تحمل وزن ربات استفاده شده است. ضریب سختی این فنر به گونه‌ای انتخاب شده است که فرکانس طبیعی نوسانات ربات برابر با فرکانس راه رفتن بیمار باشد تا اینرسی ناشی از حرکت عمودی ربات به بیمار منتقل نشود.

3- Rotary Series Elastic Actuator

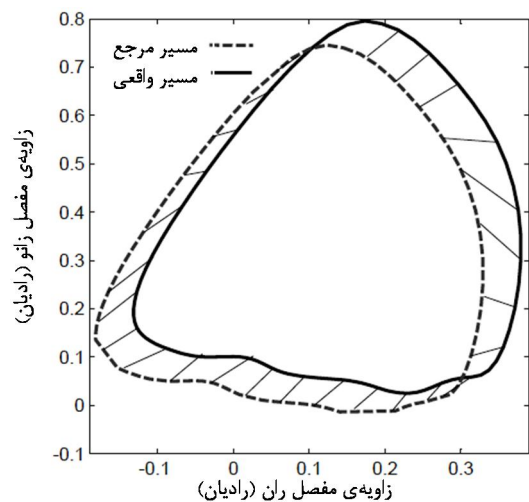
در رابطه‌ی فوق متغیر  $C$  ضریب گشتاور کنترل سرعت است.

ترکیب بلوک‌های کنترل مسیر و کنترل سرعت میدانی نیرویی در اطراف مسیر مرجع ایجاد می‌کنند که به بیمار کمک می‌کنند تا بر روی یک منحنی فضایی نزدیک به مسیر مرجع و با سرعتی نزدیک به سرعت مطلوب راه برود (شکل 5). این نیروی کمکی قابل تنظیم است و می‌توان با تغییر ضرایب کنترلی  $K$ ،  $B$  و  $C$  میزان نیروی کمکی را متناسب با وضعیت هر بیمار تنظیم کرد. از سوی دیگر طراحی کنترلی به گونه‌ای است که بتوان به کمک آن آزادی عمل کافی برای بیمار فراهم کرد تا هم منحنی فضایی راه رفتن و هم دوره‌ی زمانی هر گام خود را تحت تأثیر قرار بدهد و مجبور نباشد تا بر اساس یک الگوی از پیش تعیین‌شده راه برود. تأثیر کنترلی پیشنهادی بر حرکت مفاصل ران و زانو در فضای مفاصل را می‌توان مشابه با تأثیر سیال جاری در یک رودخانه بر یک شیء متحرک داخل آن در نظر گرفت.

زیرا اولاً، حرکت مفاصل در بیرون یک مسیر بسته محصور شده است و مفاصل نمی‌توانند در بیرون این مسیر حرکت نمایند. ثانیاً، متناسب با اختلاف سرعت زاویه‌ای واقعی و سرعت زاویه‌ای مطلوب مفاصل نیرویی اعمال می‌شود تا این اختلاف سرعت کاهش پیدا کند. با تنظیم ضریب  $C$  نیز می‌توان میزان تأثیر گشتاور کنترل سرعت را تغییر داد. این تغییر مشابه آن است که جنس سیال درون رودخانه را تغییر داد. با افزایش مقدار  $C$  ربات توان‌بخشی کنترل بیشتری بر روی سرعت راه رفتن بیمار پیدا می‌کند و می‌تواند سرعت راه رفتن بیمار را به سرعت مطلوب نزدیک‌تر کند. همچنین با کاهش مقدار  $C$  میزان نیروی کمکی ربات کاهش می‌یابد و بیمار می‌تواند آزادی عمل بیشتری در تنظیم سرعت راه رفتن خود داشته باشد.

### 3- ربات توان‌بخشی آرمان

ربات توان‌بخشی آرمان در شکل 6 نشان داده شده است. این ربات با هدف آموزش راه رفتن برای بیماران فلج یک‌سویه طراحی و ساخته شده است [15]. ربات آرمان دارای یک بالاتنه‌ی دو درجه آزادی و یک بازوی فعال سه درجه آزادی است. درجات آزادی بالاتنه هم راستا با جابجایی عمودی و جانبی بدن بیمار حین راه رفتن است. این درجات آزادی غیرفعال هستند و حرکت آن‌ها توسط فنر محدود می‌شود. درجات آزادی پا شامل دوران مفصل ران در صفحات ساژیتال<sup>1</sup> و کرونال<sup>2</sup> و دوران مفصل زانو در صفحه‌ی ساژیتال است.

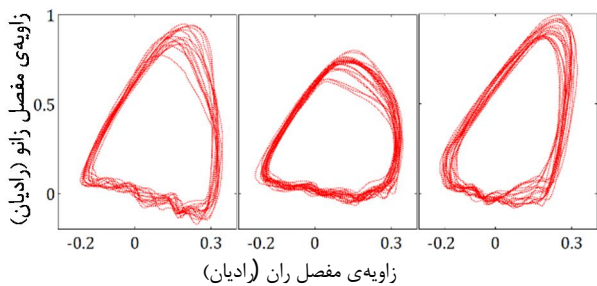


شکل 4 مسیر واقعی و مطلوب مفاصل که توسط پاره خط‌های نشان داده شده نقاط متناظر آن‌ها به هم مرتبط شده‌اند

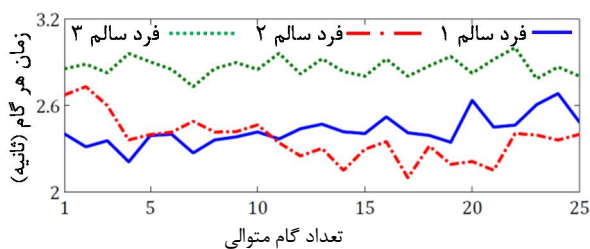
1- Sagittal  
2- Coronal

شکل 10 نشان می‌دهد که دوره‌ی زمانی گام برداشتن افراد سالم با دوره‌ی زمانی مسیر مرجع یعنی 2/9 ثانیه به ازای هر گام برابر است؛ به عبارت دیگر، با اعمال کنترل امیدانس افراد مجبور شده‌اند تا با دوره‌ی زمانی مشخص شده از سوی ربات راه بروند.

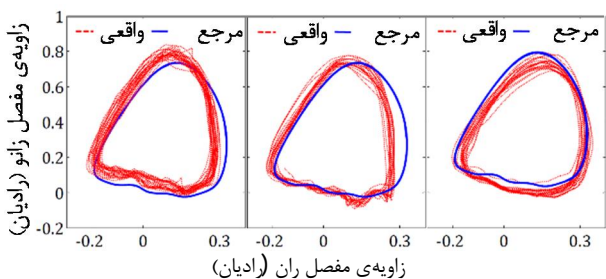
نتایج آزمایش کنترل رودخانه‌ای در شکل‌های 11 و 12 نشان داده شده است. مطابق شکل 11، در کنترل رودخانه‌ای مسیر مفصل افراد سالم به مسیر مرجع نزدیک شده است. همانند کنترل امیدانس، به دلیل منعطف بودن کنترلر تمامی افراد توانسته‌اند با کمی انحراف نسبت به مسیر مرجع راه بروند. شکل 12 نشان می‌دهد که دوره‌ی زمانی گام برداشتن افراد در مقایسه با راه رفتن آزادانه به دوره‌ی زمانی مسیر مرجع نزدیک شده است. با این حال، دوره‌ی زمانی راه رفتن افراد باهم متفاوت است؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که کنترل رودخانه‌ای در مقایسه با کنترل امیدانس می‌تواند آزادی عمل بیشتری برای افراد تأمین کند و به آن‌ها اجازه بدهد تا بر دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود تأثیر بگذارند. شکل 13 منحنی‌های گشتاور مفصل ران و زانو برای یکی از افراد سالم در دو حالت کنترل امیدانس و کنترل رودخانه‌ای را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود که گشتاورهای اعمالی به مفصل ران و زانو در کنترل رودخانه‌ای کمتر از کنترل امیدانس است. با این حال، مطابق شکل‌های 9 و 11 هر دو حالت کنترلی الگوی حرکت فرد را به مسیر مرجع نزدیک می‌کنند. دلیل این امر نیز آن است که در کنترل رودخانه‌ای زمان‌بندی گام برداشتن بر عهده‌ی فرد است و کنترلر نیرویی برای همزمان کردن مسیر واقعی فرد با مسیر مرجع اعمال نمی‌کند.



شکل 7 مسیر واقعی مفصل زانو و ران (در فضای مفصل) در راه رفتن آزادانه سه فرد سالم بر روی تردمیل



شکل 8 دوره‌ی زمانی سه فرد سالم در 25 گام از راه رفتن آزادانه بر روی تردمیل



شکل 9 مسیر مرجع و مسیر واقعی مفصل زانو و ران (در فضای مفصل) برای سه فرد سالم در راه رفتن به کمک کنترلر امیدانس

برای تأمین ایمنی ربات حین تمرین‌های توان‌بخشی، میزان دوران مفصل ران و زانو به کمک نرم‌افزار محدود است. علاوه بر محدودکننده‌هایی مکانیکی برای میزان دوران مفصل در نظر گرفته شده است. همچنین محدودکننده‌هایی الکتریکی بر روی ربات تعبیه شده است که به محض خارج شدن زوایای مفصل از محدوده‌ی مجاز، موتورهای ربات و تردمیل به صورت خودکار خاموش شوند.

#### 4- ارزیابی کنترلر

کنترلر پیشنهادی بر روی ربات توان‌بخشی آرمان پیاده‌سازی شد و تأثیر آن بر الگوی راه رفتن سه فرد سالم و یک بیمار سکتته مغزی مبتلا به فلج یک‌سویه بررسی شد. به منظور ارزیابی، داده‌های به دست آمده از راه رفتن هر یک از این افراد در سه حالت راه رفتن آزادانه، کنترل امیدانس و کنترل رودخانه‌ای مورد بررسی قرار گرفت. تمامی آزمایش‌ها در سرعت 0/8 متر بر ثانیه بر روی تردمیل و به صورت متوالی انجام شد. در هر یک از حالت‌های آزمایش، پیش از ضبط داده‌ها به افراد فرصت کافی داده شد تا با شرایط آزمایش هماهنگی پیدا کنند. پس از آن نتایج آزمایش به مدت دو دقیقه برای هر یک از حالات فوق ضبط شد. شرایط آزمایش در هر یک از حالت‌های اشاره شده در ادامه آمده است. در آزمایش راه رفتن آزادانه، هیچ‌گونه نیروی کنترلی بر روی افراد اعمال نشد. در این آزمایش، تنها نیروهای مقاوم ربات خنثی شد تا افراد بتوانند آزادانه بر روی تردمیل راه بروند. هدف از این آزمایش مقایسه‌ی الگوی راه رفتن افراد مختلف با یکدیگر و تعیین دوره‌ی زمانی طبیعی گام برداشتن هر فرد حین راه رفتن بود.

در آزمایش کنترل امیدانس، زاویه‌ی مطلوب مفصل ران و زانو به صورت توابعی از زمان در اختیار کنترلر قرار داده شد تا گشتاور مورد نیاز برای حرکت دادن مفصل تأمین شود. برای آن‌که افراد آزادی عمل کافی داشته باشند، ضرایب کنترلر امیدانس تا حد امکان کوچک انتخاب شدند ( $K_{imp} = 200 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{rad}$ ,  $B_{imp} = 10 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}/\text{rad}$ ). در نتیجه افراد حین آزمایش توانستند با انحراف فضایی محدودی نسبت به مسیر مرجع راه بروند. در این آزمایش سعی شد تا تأثیر اعمال کنترل امیدانس بر آزادی عمل افراد در انتخاب مسیر و دوره‌ی زمانی گام برداشتن بررسی شود تا از آن به عنوان یک معیار برای ارزیابی روش کنترل رودخانه‌ای استفاده شود.

در آزمایش کنترلر رودخانه‌ای، ضرایبی برای کنترلر انتخاب شدند که به کمک آن افراد با آزادی عمل کافی نسبت به مسیر مطلوب راه بروند و بتوانند بر مسیر حرکت و دوره‌ی زمانی گام برداشتن خود تأثیر بگذارند ( $K = 100 \text{ N} \cdot \text{m}/\text{rad}$ ,  $B = 10 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}/\text{rad}$ ,  $C = 5 \text{ N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}/\text{rad}$ ). هدف از این آزمایش تعیین میزان تأثیر کنترلر بر مسیر و دوره‌ی زمانی راه رفتن افراد بود.

#### 5- نتایج

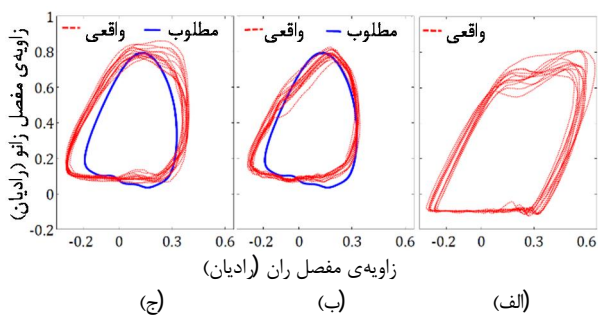
##### 5-1- آزمایش بر روی افراد سالم

مسیر حرکت و دوره‌ی زمانی گام برداشتن افراد سالم در آزمایش راه رفتن آزادانه در شکل‌های 7 و 8 نشان داده شده است. نتایج این آزمایش نشان می‌دهد که هر فرد الگوی راه رفتن خاص خود را دارد. به گونه‌ای که هم مسیر و هم دوره‌ی زمانی گام برداشتن افراد با یکدیگر متفاوت است.

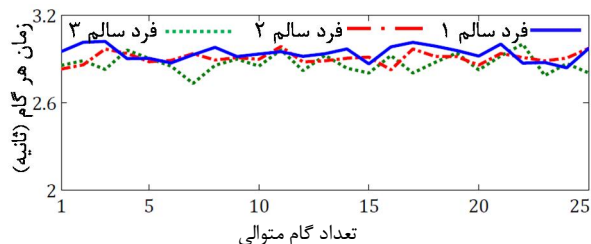
مسیر مفصل و دوره‌ی زمانی گام برداشتن افراد سالم در آزمایش راه رفتن به کمک کنترل امیدانس در شکل 9 و 10 نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که با اعمال کنترلر امیدانس مسیر حرکت مفصل به مسیر مرجع نزدیک شده است. با این حال، افراد توانسته‌اند با بهره‌گیری از انعطاف کنترلر، مسیر واقعی خود را با کمی انحراف نسبت به مسیر مرجع طی کنند.

کنترل رودخانه‌ای در شکل‌های 14 و 15 نشان داده شده است. همان‌گونه که در شکل 14-الف دیده می‌شود، در بازه‌ای از راه رفتن زاویه مفصل زانوی بیمار منفی است. در این بازه از حرکت که معادل فاز ایستایی<sup>1</sup> است، به دلیل عدم توانایی کافی بیمار در کنترل مفصل زانو، زانو به حداکثر بازشدگی خود می‌رسد و در آن حالت قفل می‌شود. در نتیجه‌ی این ناتوانی، بیمار نمی‌تواند با خم کردن زانوی خود نیروی برخورد را با زمین را به صورت نرم جذب کند و در نتیجه فشار زیادی به زانو وارد می‌شود. این فشار زیاد در دراز مدت می‌تواند به دردهای مفصلی منجر شود.

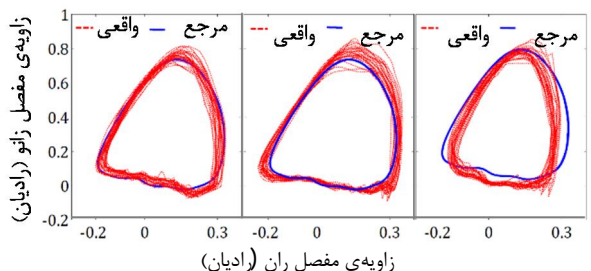
همچنین در شکل 14-الف مشاهده می‌شود که دامنه‌ی حرکت مفصل ران بیمار بین 0/3- تا 0/6 رادیان است. درحالی‌که مطابق شکل 7 دامنه‌ی حرکت مفصل ران در افراد سالم بین 0/3- تا 0/3 رادیان است. مهم‌ترین دلیل دامنه‌ی زیاد حرکت مفصل ران بیمار در راه رفتن، جبران‌سازی<sup>2</sup> ناتوانی بیمار در خم کردن زانو در فاز نوسان<sup>3</sup> است؛ به عبارت دیگر، چون بیمار از نیروی کافی برای خم کردن زانو در فاز نوسان برخوردار نیست، مفصل ران خود را با سرعت بیشتری حرکت می‌دهد تا به این وسیله به خم شدن زانو در فاز نوسان کمک کند. در نتیجه، بازه‌ی حرکت مفصل ران افزایش می‌یابد. در شکل‌های 14-ب و 14-ج مشاهده می‌شود که با اعمال کنترل امپدانس و کنترل رودخانه‌ای این الگوی نامطلوب راه رفتن به یک الگوی صحیح نزدیک شده است؛ بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که کنترل امپدانس و کنترل رودخانه‌ای هر دو می‌توانند به اصلاح الگوی راه رفتن بیمار کمک کنند. همچنین، مشاهده می‌شود که به دلیل انعطاف هر دو کنترلر، بیمار توانسته است با اندکی اختلاف نسبت به مسیر مرجع راه برود؛ بنابراین، در هر دو روش کنترلی بیمار از آزادی عمل کافی برای تأثیرگذاری بر مسیر حرکت مفاصل خود برخوردار است. در شکل 15 دوره‌های زمانی 25 گام متوالی بیمار در راه رفتن بر روی تردمیل به صورت آزادانه، به کمک کنترل امپدانس و به کمک کنترلر رودخانه‌ای مشاهده می‌شود. مطابق شکل، دوره‌ی زمانی گام برداشتن بیمار در راه رفتن آزادانه متغیر است و بین 2/3 ثانیه تا 3 ثانیه تغییر می‌کند؛ اما با اعمال کنترل امپدانس دوره زمانی گام برداشتن بیمار محدود شده و بیمار به ناچار با دوره‌ی زمانی نزدیک به دوره‌ی زمانی مسیر مرجع (2/9 ثانیه به ازای هر گام) راه رفته است. بر خلاف کنترل امپدانس، مطابق شکل 15، در کنترلر رودخانه‌ای بیمار توانسته است با دوره‌ی زمانی متفاوتی نسبت به دوره‌ی زمانی کنترل امپدانس راه برود. اگر چه در این کنترلر، دوره‌ی زمانی گام برداشتن بیمار به دوره‌ی زمانی مسیر مرجع نزدیک شده است، اما کنترلر بیمار را به راه رفتن بر اساس دوره‌ی زمانی مسیر مرجع مجبور نکرد؛ بنابراین، کنترلر رودخانه‌ای در مقایسه با کنترل امپدانس آزادی عمل بیشتری برای بیمار تأمین می‌کند تا بر دوره‌ی زمانی خود تأثیر بگذارد.



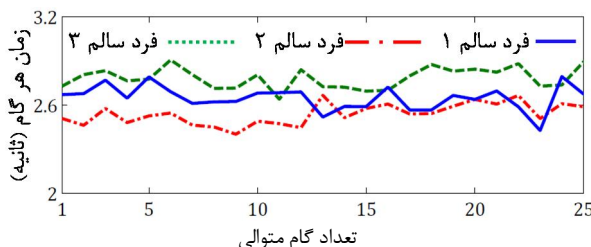
شکل 14 مسیر مرجع و واقعی مفاصل زانو و ران بیمار در راه رفتن (الف) آزادانه، (ب) به کمک کنترل امپدانس، (ج) به کمک کنترلر رودخانه‌ای



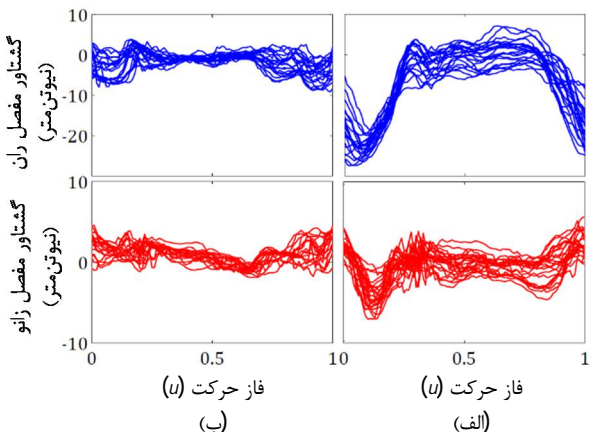
شکل 10 دوره‌ی زمانی سه فرد سالم در 25 گام راه رفتن با کنترل امپدانس



شکل 11 مسیر مرجع و مسیر واقعی مفاصل زانو و ران (در فضای مفاصل) برای سه فرد سالم در راه رفتن به کمک کنترلر رودخانه‌ای



شکل 12 دوره‌ی زمانی سه فرد سالم در 25 گام راه رفتن با کنترل رودخانه‌ای



شکل 13 گشتاورهای اعمالی به مفاصل ران و زانوی یک انسان سالم در دو حالت (الف) کنترل امپدانس و (ب) کنترلر رودخانه‌ای

## 2-5- آزمایش بر روی بیمار سکنه مغزی با فلج یک‌سویه

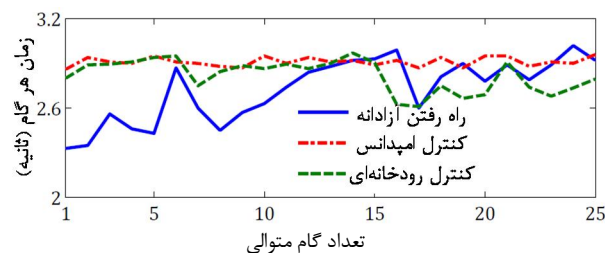
بیماری که در این آزمایش‌ها شرکت کرده بود، در اثر سکنه مغزی به فلج سمت راست بدن مبتلا شده بود. از آن جا که این بیمار به مدت شش ماه در تمرین‌های کاردرمانی و توان‌بخشی شرکت کرده بود، از توانایی راه رفتن مستقل بر روی تردمیل برخوردار بود. با این حال، الگوی راه رفتن بیمار نادرست بود و از این رو سعی شد تا تأثیر اعمال کنترلرهای امپدانس و رودخانه‌ای بر اصلاح الگوی راه رفتن وی بررسی شود.

مسیر حرکت مفاصل و دوره‌ی زمانی گام برداشتن بیمار در سه آزمایش راه رفتن آزادانه، راه رفتن به کمک کنترل امپدانس و راه رفتن به کمک

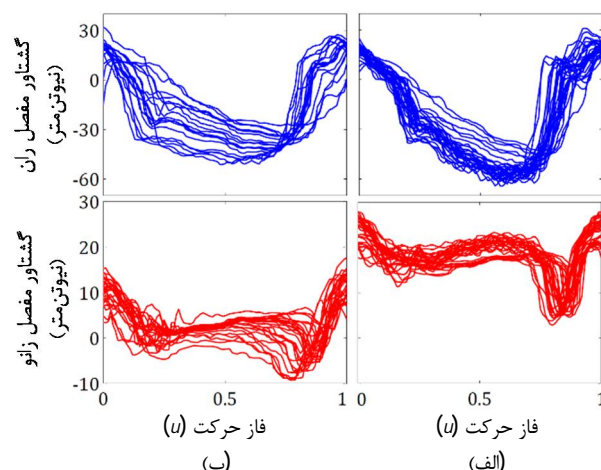
1- Stance Phase  
2- Compensation  
3- Swing Phase

## 7- مراجع

- [1] H. Schmidt, C. Werner, R. Bernhardt, S. Hesse, J. Krüger, Gait Rehabilitation Machines Based on Programmable Footplates, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 4, No. 2, 2007.
- [2] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, V. Dietz, Treadmill Training of Paraplegic Patients Using a Robotic Orthosis, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, No.37, pp. 693-700, 2000.
- [3] K. J. Siranosian, *Autoambulator Improves Functionality for Healthsouth's Rehab Patients*.
- [4] S. K. Banala, S. K. Agrawal, J. P. Scholz, Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients, in *10th International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE*, Noordwijk, the Netherland, pp. 401-407, 2007.
- [5] D. Aoyagi, W. E. Ichinose, S. J. Harkema, D. J. Reinkensmeyer, J. E. Bobrow, A Robot and Control Algorithm That can Synchronously Assist in Naturalistic Motion during Body-Weight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, No.15, pp. 387-400, 2007.
- [6] J. L. Emken, J. H. Wynne, S. J. Harkema, D. J. Reinkensmeyer, A Robotic Device for Manipulating Human Stepping, *IEEE Transactions on Robotics*, No.22, pp.185-189, 2006.
- [7] S. Hesse, D. Uhlenbrock, A Mechanized Gait Trainer for Restoration of Gait, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, No.37, pp. 701-708, 2000.
- [8] J. F. Veneman, R. Kruidhof, E. E. Hekman, R. Ekkelenkamp, E. H. Van Asseldonk, H. van der Kooij, Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, No.15, pp. 379-386, 2007.
- [9] L. L. Cai, A. J. Fong, C. K., Otoshi, Y. Liang, J. W. Burdick, R. R. Roy, V. R. Edgerton, Implications of assist-as-needed robotic step training after a complete spinal cord injury on intrinsic strategies of motor learning, *The Journal of Neuroscience*, No. 26, pp. 10564-10568, 2006.
- [10] H. Vallery, E. H. van Asseldonk, M. Buss, H. van der Kooij, Reference trajectory generation for rehabilitation robots: complementary limb motion estimation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, No.17, pp. 23-20, 2009.
- [11] J. F. Israel, D. D. Campbell, J. H. Kahn, T. G. Hornby, Metabolic costs and muscle activity patterns during robotic and therapist-assisted treadmill walking in individuals with incomplete spinal cord injury, *Physical Therapy*, No. 86, pp. 1466-1478, 2006.
- [12] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, V. Dietz, Patient-Cooperative Strategies for Robot-Aided Treadmill Training: First Experimental Results, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, No. 13, pp. 380-394, 2005.
- [13] A. Duschau-Wicke, J. von Zitzewitz, A. Caprez, L. Lunenburger, R. Riener, Path Control: A Method for Patient-Cooperative Robot-Aided Gait Rehabilitation, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, No.18, pp. 38-48, 2010.
- [14] R. Ekkelenkamp, P. Veltink, S. Stramigioli, H. van der Kooij, Evaluation of a Virtual Model Control for the Selective Support of Gait Functions Using an Exoskeleton, in *10th International Conference on Robotics*, Noordwijk, the Netherland, pp. 693-699, 2007.
- [15] A. M. Saba, M. M. Moghadam, A. Dashkhaneh, M. D. Hasankola, Design and Manufacturing of a Gait Rehabilitation Robot, in *First International Conference on Robotics and Mechatronics, RSI/ISM*, Tehran, Iran, 2013.
- [16] M. D. Hasankola, M. M. Moghadam, A. Dashkhaneh, A. M. Saba, Design of a Rotary Elastic Actuator for Use as Torque-Actuator in Rehabilitation Robots, *First International Conference on Robotics and Mechatronics, RSI/ISM*, Tehran, Iran, 2013.



شکل 15 دوره‌ی زمانی گام بیمار در راه رفتن آزادانه، به کمک کنترل امیدانس و به کمک کنترل رودخانه‌ای



شکل 16 گشتاورهای اعمالی به مفاصل ران و زانو بیمار در دو حالت (الف) کنترل امیدانس و (ب) کنترل رودخانه‌ای

شکل 16 منحنی گشتاور مفاصل ران و زانو برای بیمار در دو حالت کنترل امیدانس و کنترل رودخانه‌ای را نشان می‌دهد. مشاهده می‌شود همانند شکل 13 گشتاورهای اعمالی به مفاصل ران و زانو در کنترل رودخانه‌ای کمتر از کنترل امیدانس است. در نتیجه‌ی این گشتاور کمتر بیمار می‌تواند آزادانه‌تر راه برود و بر زمان‌بندی راه رفتن خود تأثیر بگذارد.

## 6- جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

روش پیشنهادی در مقاله‌ی حاضر با هدف اصلاح الگوی راه رفتن بیماران و همچنین تأمین آزادی عمل برای آنان جهت تأثیر بر مسیر حرکت و دوره‌ی زمانی راه رفتنشان ارائه شد. هدف از ارائه‌ی این کنترلر آن بود که ربات به جای مجبور کردن بیمار به حرکت بر اساس الگوی مطلوب، به او این امکان را بدهد تا آزادانه راه برود و ربات از طریق تأمین نیرویی کمکی به اصلاح الگوی راه رفتن بیمار کمک کند. برای این منظور از یک مسیر مرجع مستقل از زمان، یک الگوریتم تشخیص فاز راه رفتن و یک کنترلر با بلوک‌های کنترلی مجزا استفاده شد. این روش کنترلی بر روی ربات توان‌بخشی آرمان پیاده‌سازی شد و تأثیر آن برای تغییر الگوی راه رفتن سه فرد سالم و یک بیمار فلج یک‌سویه آزمایش شد. نتایج به دست آمده نشان داد که این روش در مقایسه با روش کنترل امیدانس آزادی عمل بیشتری برای افراد فراهم می‌کند. با این حال، همزمان نیروی کمکی لازم برای کمک به راه رفتن صحیح افراد را فراهم می‌سازد. طراحی کنترلر به گونه‌ای است که می‌توان از آن برای بیمارانی با توانایی‌های حرکتی مختلف استفاده و متناسب با نیاز هر بیمار آزادی عمل و نیروی کمکی ربات را تنظیم کرد.