

# رویکرد راه رفتن برای توانبخشی بیماران ناتوان حرکتی با استفاده از الگوریتم یادگیری تکراری

اسماعیل پروری، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مکاترونیک، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اهر  
semko\_61@yahoo.com

وهاب امینی آذر، گروه مهندسی برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات  
aminiazar@iau-mahabad.ac.ir

عادل اکبری مجد، گروه مهندسی برق و کامپیوتر، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه محقق اردبیلی  
akbarimajd@uma.ac.ir

فرید نجفی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه گیلان  
fnajafi@guilan.ac.ir

## چکیده

عمولاً فیزیوتراپها با اعمال نیرو و گشتاور کمکی به مفاصل اندامها سعی می‌کنند که در بازیابی الگوی راه رفتن صحیح به بیماران کمک کنند و آنها را برای انجام تمرین‌های فیزیوتراپی آموزش دهند. در این رهگذر، یکی از مشکلات موجود، احتمال اجرای نادرست حرکات به وسیله بیمار و در نتیجه صدمه رساندن مضاعف به مفاصل است. در این مقاله رویکرد راه رفتن توانبخشی از یک الگوریتم یادگیری تکراری الهام گرفته شده که در آن از ویژگی‌های راه رفتن تکراری استفاده شده است. در این روش، گشتاور مورد نیاز در گام فعلی، براساس اطلاعات گرفته شده از گام‌های قبل محاسبه می‌شود.

**واژگان کلیدی:** رویکرد راه رفتن توانبخشی، الگوریتم یادگیری تکراری، دستگاه‌های توانبخشی رباتیکی

## مقدمه

امروزه افراد زیادی به علت عارضه‌های گوناگون فیزیکی، تمام یا بخشی از بدن‌شان از کار افتاده است و توانایی حرکت عادی ندارند [۱]. دستگاه‌های توانبخشی رباتیکی، با تقلید از راه رفتن انسان، توانایی راه رفتن مؤثر و مناسب را

فراهم می‌کنند [۲]. در راه رفتن توانبخشی، فیزیوتراپها قادرند، براساس نقص عضو بیماران، رویکردهای مناسبی اتخاذ کنند. به‌طور کلی، دلایل اختلال در راه رفتن را می‌توان به دو دسته تقسیم‌بندی کرد: اختلال در سیستم‌های عصبی و اختلال در سیستم‌های عضلانی. اگر



عضلات بیمار در اثر کهولت سن یا تصادف ضعیف شده باشند، اما بیمار بتواند گشتاور لازم برای دستیابی به راه رفتن را ایجاد کند، در این صورت فیزیوتراپ برای تقویت عضلات این بیمار با اعمال فشار مناسب به عضلات و انجام تمرین‌ها با استفاده از وزنه نسبت به تقویت عضلات اقدام می‌کند. در این موارد دستگاه‌های توانبخشی رباتیکی می‌توانند به بازسازی دوباره آنها کمک کنند [۳]. اگر عضلات بیش از حد صدمه دیده باشند، برای بهبود عملکرد آنها از سیستم‌های تقویت توان استفاده می‌شود [۴ - ۵].

در بیماران قطع نخاعی<sup>۱</sup> و یا سکتۀ مغزی - که در کنترل عضلات خود ناتوانند - با فرض اینکه تنها سیستم عصبی آنها صدمه دیده باشد و عضلاتشان توان حرکت داشته باشند، می‌توان با حفظ الگوی راه رفتن صحیح و تمرین مناسب، راه رفتن آنها را بهبود بخشید. روشی که برای این دسته از بیماران اعمال می‌شود این است که آنها وادار به تمرین الگوی راه رفتن صحیح می‌شوند و از طریق اعمال نیرو به عضلات و گفتار درمانی به آنها کمک می‌شود. با تبعیت از این توابع سیستم‌های توانبخشی پیاده‌روی رباتیکی، که از بازخوردهای بصری یا گشتاور کمکی استفاده می‌کنند، توسعه یافته است [۶ - ۸].

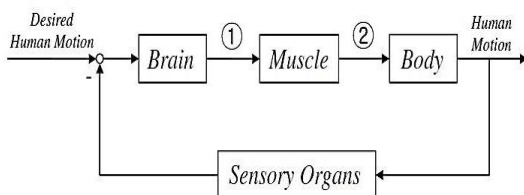
چون گشتاور کمکی به بیماران این امکان را می‌دهد که نمونه‌های گام طبیعی را به آسانی و به صورت مفید تمرین کنند، تخمین گشتاور کمکی مورد نیاز در یک کاربرد توانبخشی، یکی از مهم‌ترین فاکتورها در سیستم مکاترونیکی توانبخشی محسوب می‌شود. در واقع گشتاور کمکی باید متناسب با میزان انحراف از مسیر پیاده‌روی طبیعی باشد، به این منظور که بیمار بتواند احساس واقعی در پیمایش یک مسیر عادی را داشته باشد. با استفاده از گشتاور کمکی مفصل به صورت دقیق برای پیمودن مسیر مطلوب در توانبخشی هدایت می‌شود. در گذشته رویکردهای توانبخشی گشتاور کمکی در سراسر مسیر به صورت یکسان اعمال می‌شد که البته این کار سبب عدم انعطاف و انحراف موقعیت مفصل‌ها از موضع مطلوب

می‌باشد [۹]. بازسازی مسیر راه رفتن با استفاده از میدان پتانسیل مجازی، روشی مؤثر برای محاسبۀ گشتاور کمکی مورد نیاز مفصل است، اما به منظور کنترل حرکت در مسیر صحیح، یک کنترل‌کننده دقیق مورد نیاز است. استفاده از ویژگی‌های مشترک تکراری در راه رفتن می‌تواند حرکت را به مسیر مورد نظر هدایت نماید. در الگوریتم پیشنهادی، استفاده از خطاهای موقعیت و مشتقات خطاها در گام‌های قبلی برای محاسبۀ اندازه گشتاور کمکی در گام جاری استفاده می‌شود و با استفاده از اطلاعات به دست آمده از گام قبلی، الگوی تکراری راه رفتن نادرست را کنترل می‌نماید.

### تعیین گشتاور کمکی در راه رفتن با استفاده از دستگاه‌های توانبخشی

#### کنترل حرکت در بدن انسان

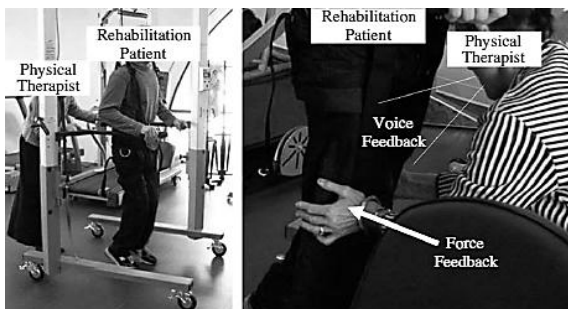
مدل کنترل حلقه بسته شکل ۱ از جمله روش‌های مورد استفاده در کنترل حرکت انسان است. در این شکل از محرک‌های خارجی با هدف ایجاد حرکتهای داخل بدن استفاده شده است [۱۰].



شکل ۱. سیستم کنترل حلقه بسته در بدن انسان [۱۰]

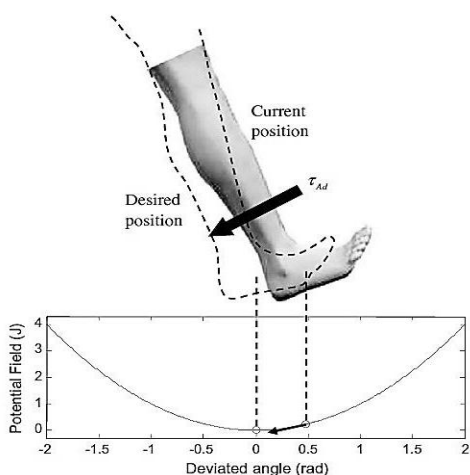
در این شکل مغز شامل بخش‌های متعددی چون موتور محرکه، مخچه، گانگلیون بازل<sup>۲</sup> و نخاع است که با همدیگر به عنوان یک کنترل‌کننده موتور محرکه در تعامل و همکاری‌اند. عضلات به عنوان یک محرک و بدن به عنوان یک ابزار کنترل‌کننده در نظر گرفته شده‌اند. در حرکت انسان حواس متفاوتی همچون چشم، عضلات و تاندون اندام گلژی<sup>۳</sup> فعال‌اند و در مقایسه با حرکتهای مورد نظر برای دستیابی به حرکات دقیق در تعامل می‌باشند.

میزان انحراف در راهرفتن بیان کند و از این طریق مسیر راهرفتن صحیح را یاد بگیرد. میزان گشتاور مربوط به انحراف از مسیر صحیح را می‌توان به‌عنوان امیدانسی بین بیمار و دستگاه توانبخشی روبات در نظر گرفت [۱۱].



شکل ۲. گفتار درمانی - نیروی آموزشی توانبخشی در هنگام راهرفتن [۶-۸]

قبلاً برای بازسازی راهرفتن از میدان پتانسیل مجازی استفاده می‌کردند [۹]. در این روش یک میدان بالقوه مجازی در اطراف مسیر مورد نظر ایجاد می‌شد. نیروی ایجادشده‌ای که سبب ماندن عضله در مسیر مورد نظر می‌شود از میدان پتانسیل مجازی حاصل شکل ۳ ناشی می‌شد.



شکل ۳. مفهوم میدان بالقوه برای رویکرد توانبخشی [۹]

اگر  $P_A$  را میدان پتانسیل مجازی،  $\gamma_H$  را زاویه مفصلی و  $\gamma_R$  را زاویه مطلوب بدانیم، در این صورت داریم:

در این مقاله از حرکت سیستم کنترل حلقه بسته شکل ۱ استفاده شده است. در این رهگذر، فرض شده است که تجزیه و تحلیل حرکات انسان و طراحی رویکردهای توانبخشی شبیه شکل ۱ همانند حرکتی باشد که قسمتی از مغز آن را برنامه‌ریزی کرده است.

## اعمال گشتاور کمکی به‌وسیله دستگاه‌های توانبخشی روباتیکی

همان‌طور که گفته شد، هدف این مقاله کمک به بیماران ناتوان حرکتی و بازگرداندن حرکات صحیح به آنها از طریق بازسازی عملکرد توابع عضلانی یا عصبی است. با استفاده از گشتاور کمکی - که به مفصل بیماران وارد می‌شود - یک بیمار می‌تواند الگوی راهرفتن مورد نظر را تمرین و تقویت کند و چنانچه توانایی لازم در تأمین قدرت و توان عضلانی کافی را برای برآوردن خواسته‌های حرکتی خود نداشته باشد، با اعمال گشتاور کمکی جهت دستیابی به حرکت لازم از دستگاه‌های توانبخشی روباتیکی استفاده کند. برای تقویت ماهیچه‌ها از گشتاور کمکی مناسب به‌عنوان یک رویکرد توانبخشی استفاده می‌شود. مثلاً بیمارانی که دچار آسیب‌های نخاعی و یا سکتة مغزی شده‌اند می‌توانند عضلات خود را با توجه به سیگنال‌های دریافتی که از طریق گشتاور کمکی مناسب جهت تقویت آنها اعمال می‌شود تقویت کنند. فیزیوتراپ‌ها با استفاده از گفتار درمانی و اعمال نیروهایی به مفاصل بیماران، آنها را در مسیر صحیح راهرفتن هدایت می‌کنند. این عمل در شکل ۲ نمایش داده شده است.

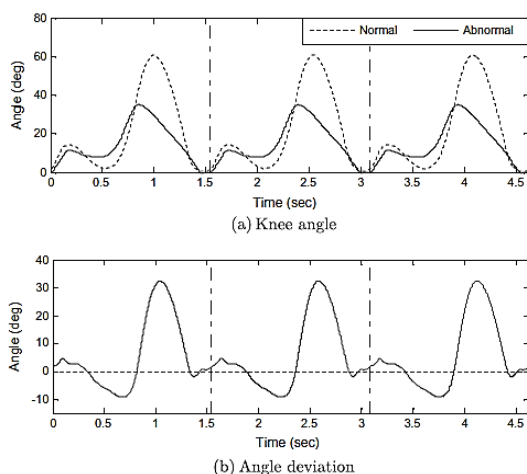
## رویکرد راهرفتن توانبخشی توسط الگوریتم یادگیری تکراری<sup>۴</sup>

### راهرفتن توانبخشی با استفاده از میدان پتانسیل مجازی

گشتاور کمکی در دستگاه‌های توانبخشی احساس بیمار را درک می‌کند و بیمار را قادر می‌سازد تا احساس خود را از

سبب بی‌ثباتی و انحراف بیمار شود. چون راهرفتن حرکتی است که به‌صورت مکرر با استفاده از پاها به‌سمت جلو ایجاد می‌شود، در واقع راهرفتن به‌صورت طبیعی عملی بیش از گام‌های تکراری است و برخلاف الگوی راهرفتن طبیعی در افراد سالم، هیچ نمونه‌ای از راهرفتن غیرطبیعی در بیماران وجود ندارد و این حرکت برای هر بیمار متفاوت است [۱۲-۱۳].

شکل ۵ زوایای مفصل زانو را در حالت‌های طبیعی و غیرطبیعی در سه گام نشان می‌دهد. اندام سالم برای تولید مسیر حرکت زانو در حالت غیرطبیعی به‌کار می‌رود. باید توجه داشت که انحراف زاویه از حالت طبیعی در گام اول برای افرادی که گام‌های دیگر را داشته‌اند مشابه است. به‌منظور ایجاد گشتاور کمکی مناسب در گام‌های تکراری، یک الگوریتم آموزشی تکراری، که در آن میزان گشتاور کمکی در گام فعلی براساس اطلاعات گام‌های قبلی محاسبه می‌شود، ارائه شده است.



شکل ۵. زوایای مفصل زانو در حالت

طبیعی - غیرطبیعی [۱۲-۱۳]

در بسیاری از نرم‌افزارهای کاربردی، از الگوریتم یادگیری تکراری برای کنترل سخت‌افزارها استفاده می‌شود؛ از آن جمله می‌توان به سیستم‌های مکانیکی مانند روبات‌های صنعتی [۱۴]، کامپیوترهای کنترل عددی [۱۵] و سیستم‌های قالب‌گیری تزریقی [۱۶] اشاره کرد.

$$P_A = \alpha (y_H - y_R)^\beta \quad (۱)$$

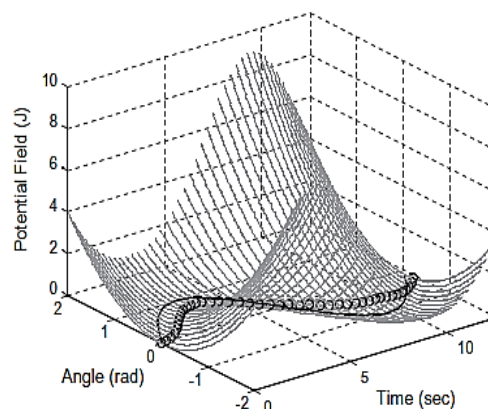
$$\tau_{Ad} = -\nabla_{y_H} P_A \quad (۲)$$

با فرض اینکه  $\alpha = 1$  و  $\beta = 2$  باشد، رابطه ۳ به‌صورت رابطه ۴ به‌دست می‌آید و حالت خاصی از گشتاور کمکی مورد نیاز برابر خواهد بود با:

$$P_A = (y_H - y_R)^2 \quad (۳)$$

$$\tau_{Ad} = -2(y_H - y_R) \quad (۴)$$

مثلاً در شکل ۴ اگر موج سینوسی (خط ضخیم) را مسیر مطلوب برای توانبخشی مورد نظر بدانیم و میدان پتانسیل مجازی (خطوط خاکستری) باشند، چنانچه دایره‌های کوچک انحراف مفصل انسان را نشان دهد، محاسبه گشتاور کمکی از رابطه ۴ برای برگشت مفصل به مسیر مورد نظر استفاده می‌شود.



شکل ۴. نمونه‌ای از یک میدان بالقوه [۹]

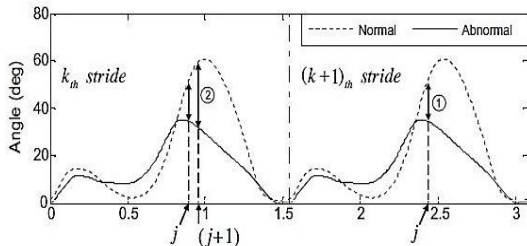
خط ضخیم: مسیر مشترک مورد نظر،

خط خاکستری: زمینه‌های بالقوه، محافل کوچک: مسیر مفصلی

## استفاده از الگوریتم یادگیری تکراری برای بهبود راهرفتن

استفاده از میدان پتانسیل مجازی روشی مناسب برای محاسبه گشتاور مورد نیاز بیماران است. اما اگر روی کنترل بازخورد تکیه کنیم، برای به‌دست آوردن کنترل لازم جهت هدایت بیمار برای حفظ موقعیت فعلی و نزدیک‌شدن به مسیر صحیح مورد نظر، دقت لازم را ندارد و ممکن است

آمده را مشخص می‌کند که از معادله ۲ گرفته شده است. این عبارت تنها به خطا در گام فعلی وابسته است (شکل ۷). مابقی عبارت‌ها در معادله ۶ مربوط به الگوریتم یادگیری تکراری می‌باشند که از خطا و مشتقات خطای گرفته شده از گام‌های قبلی به دست می‌آید.



شکل ۷. محاسبه گشتاور کمکی به وسیله الگوریتم فراگیر شده

الگوریتم یادگیری تکراری معادله ۶ با استفاده از قانون PD-Type بروز شده است. قانون PD-Type در مورد سیگنال‌های خطا به کار می‌رود و گشتاور کمکی توانبخشی را محاسبه می‌نماید. از PD-Type همچنین برای مشتقات خطا در گام‌های قبلی استفاده می‌شود که برای تذکر دادن به بیمار در تکرار حرکت‌های غیرطبیعی مؤثر خواهد بود. اگر میدان پتانسیل مجازی انتخاب شده مثلاً تابع درجه دوم از فرمول ۳ باشد، آنگاه فقط با الگوریتم یادگیری تکراری می‌توان تابع‌های یادگیری متفاوت ایجاد کرد. پس الگوریتم توانبخشی معادله ۶ به صورت معادله ۷ نوشته می‌شود:

$$\tau_{A,k+1}(j) = K_p e_{k+1}(j) + Q(q) [\tau_{A,k}(j) + L(q) e_k(j+1)] \quad (7)$$

به طوری که در این رابطه  $K_p$  از الگوریتم میدان پتانسیل مجازی گرفته شده است و عبارت  $L(q)$  برابر است با:

$$L(q) = \alpha_p + \alpha_D \frac{1+q^{-1}}{T_s}$$

در نتیجه رابطه ۷ به صورت رابطه زیر بازنویسی می‌شود:

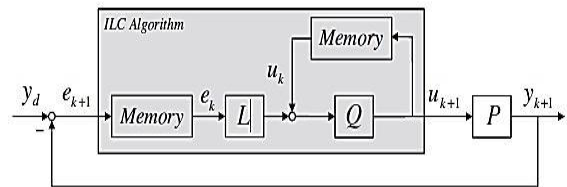
$$\tau_{A,k+1}(j) = K_p e_{k+1}(j) + W_{k+1}(j) \quad (8)$$

$$W_{k+1}(j) = Q(q) [\tau_{A,k}(j) + L(q) e_k(j+1)] \quad (9)$$

جهت بهبود عملکرد در گام فعلی از الگوریتم یادگیری تکراری براساس اطلاعات به دست آمده از گام‌های قبلی استفاده می‌شود. این روش نیاز به حداقل اطلاعات جهت مدل‌سازی کنترل‌کننده دارد و در ابعاد وسیعی استفاده می‌شود [۱۷-۱۸]. نحوه کنترل با استفاده از الگوریتم یادگیری تکراری به صورت زیر است:

$$u_{k+1}(j) = Q(q) [u_k(j) + L(q) e_k(j+1)] \quad (5)$$

که در آن  $u$  کنترل ورودی،  $k$  شاخص تکرار،  $j$  شاخص زمان و  $L(q)$  تابع یادگیری است. همچنین عبارت  $qx(j) \equiv x(j+1)$  تغییرات زمان است که به صورت افزایشی می‌باشد و از Q-filter برای افزایش ثبات و نیرومندی استفاده شده است. در بلوک دیاگرام شکل ۶،  $P$  ورودی کنترل بوده و خطاها، ورودی‌های کنترل در تکرار قبلی را در حافظه ذخیره و سپس برای محاسبه کنترل ورودی در تکرار فعلی استفاده می‌شوند.



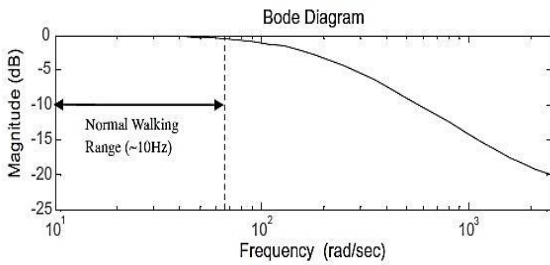
شکل ۶. بلوک دیاگرام و ورودی کنترل

با ترکیب الگوریتم یادگیری تکراری در فرمول ۵ و الگوریتم میدان پتانسیل مجازی در فرمول ۲ محاسبه گشتاور کمکی به صورت زیر خواهد بود:

$$\tau_{A,k+1}(j) = f(e_{k+1}(j)) + Q(q) \left[ \tau_{A,k}(j) + x_p e_k(j+1) + x_D \left( \frac{e_k(j+1) - e_k(j)}{T_s} \right) \right]$$

به طوری که در این رابطه  $e_k(j) = y_R(j) - y_{H,k}(j)$ ،  $T_s$  زمان نمونه‌برداری،  $y_R$  مسیر توانبخشی موردنظر،  $y_H$  زاویه مفصلی و  $k$  اندازه حرکت شخص در  $k$  امین گام است. اولین عبارت در معادله ۶،  $f(e_{k+1}(j))$  گشتاور کمکی که به وسیله الگوریتم میدان پتانسیل مجازی به دست

عوض سبب بهبود عملکرد الگوریتم خواهد شد. اما کاهش پهنای باند اثر معکوس دارد [۱۷]. بنابراین می‌توان گفت که فرکانس قطع از Q-filter یک پارامتر موازنه بین کارایی و نیرومندی است. در این مقاله فرکانس قطع Q-filter را ۱۰ هرتز برای حالت راه رفتن طبیعی یک انسان در نظر گرفته شده که در شکل ۹ نشان داده شده است [۲۱].



شکل ۹. طراحی فیلتر [۲۱]

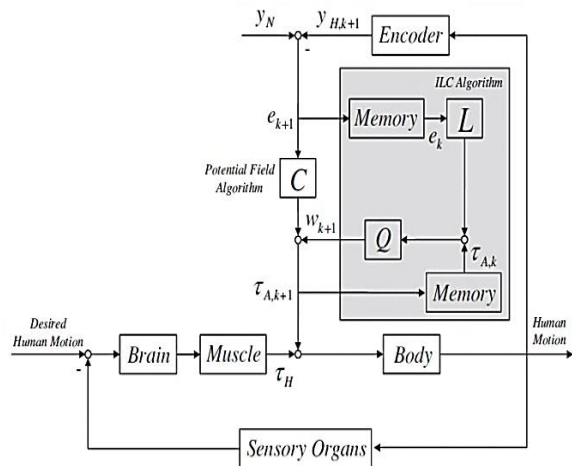
با محدود کردن فرکانس قطع Q-filter نیرومندی سیستم در طیف وسیعی از راه رفتن‌ها بهبود پیدا کرد. همچنین از  $L(z) = \alpha_p z + \alpha_D \frac{z-1}{z}$  به عنوان فیلتر یادگیری، که از جنس فرکانس می‌باشد، استفاده شده است.

### فراموش کردن عامل و راه رفتن مسیر مورد نظر برای توانبخشی

ممکن است در طی فرایند توانبخشی حرکات و قدم برداشتن بیمار به وسیله مطابقت دادن با مسیر دلخواه بهبود پیدا کند. از الگوریتم موجود در فرمول ۶ به عنوان اطلاعات موقعیت قرار گرفتن قدم‌ها برای محاسبه گشتاور کمکی استفاده می‌شود، چون گشتاور مفصلی کمکی که شامل اطلاعات موقعیت قرار گرفتن گام‌هاست که خود از قدم‌های طی شده قبلی ناشی می‌شود. به دلیل پیشرفت در حرکات قدم‌ها در طی معالجه توانبخشی‌ها ممکن است تنها استفاده از اطلاعات در مورد قدم‌های برداشته شده قبلی در محاسبه گشتاور کمکی امری نامناسب باشد. هدف نهایی توانبخشی قدمی ممکن است الگوی راه رفتن‌های طبیعی باشد، اما

$$W_{k+1}(j) = Q(q)[W_k(j) + (K_p q^{-1} + L(q))e_k(j+1)] \quad (10)$$

به طوری که در این رابطه تابع یادگیری  $K_p q^{-1} + L(q)$  می‌باشد. در شکل ۸ بلوک دیاگرامی که اهداف رویکرد توانبخشی را نشان می‌دهد آمده است.



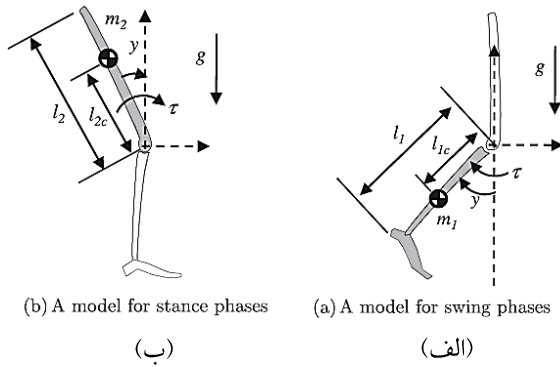
شکل ۸. نمودار بلوکی رویکرد کنترل پیشنهادی

گشتاور کمکی در گام  $k+1$  را با  $\tau_{A,k+1}$  نشان می‌دهیم. در بلوک دیاگرام شکل ۸  $T_H$  گشتاور کمکی مفصل انسان است که بیمار می‌تواند به آسانی برای رسیدن به مسیر صحیح راه رفتن توانبخشی راهنمایی شود. در الگوریتم ILC اطلاعات مربوط به مرحله قبلی برای محاسبه گشتاور کمکی در مرحله فعلی استفاده می‌شود. در الگوریتم به نیرومندی و یا رفتار یادگیری گذرا در سیستم پرداخته نشده است [۱۹ - ۲۰]. گشتاور کمکی در این الگوریتم بصورت رابطه ۱۱ محاسبه می‌شود:

$$\tau_{A,k+1}(j) = f(e_{k+1}(j)) + Q(q) \left[ \lambda \tau_{A,k}(j) + x_p e_k(j+1) + x_D \left( \frac{e_k(j+1) - e_k(j)}{T_s} \right) \right] \quad (10)$$

که در آن  $\lambda$  آثار استفاده از گشتاورهای کمکی و مؤثر بودن اطلاعات یاد گرفته شده را تعیین می‌کند. افزایش پهنای باند Q-filter سبب کاهش استحکام می‌شود، اما در

شبیه‌سازی شود. پا کاملاً روی زمین جا باز می‌کند و قسمت بالایی بدن - که بالاتر از زانو است - به‌عنوان یک استوانه معکوس معرفی می‌شود. در شکل ۱۰ تمامی بخش تحتانی بدن به‌صورت یک استوانه شبیه‌سازی شده است که دارای جرم  $m_2$  و طول  $l_2$  می‌باشد.



شکل ۱۰. مدل‌های انسانی برای شبیه‌سازی [۲۲]

بدین ترتیب دو نوع از این مدل‌ها به‌صورت وسیعی مورد استفاده قرار می‌گیرند:

۱. مدل آونگ ساده

۲. مدل آونگ معکوس

که هر دو برای مراحل نوسانی و ایستادن در این مقاله استفاده می‌شوند. برای به‌دست آوردن معادله سیستم در فاز برخاستن انرژی‌های جنبشی و پتانسیل سیستم به‌صورت رابطه‌های زیر تعریف می‌شوند:

$$T = \frac{1}{6} m_1 l_1^2 \dot{y}^2 \quad (13)$$

$$V = m_1 g l_{1c} (1 - \cos y) \quad (14)$$

که در آن  $T$  و  $V$  به‌ترتیب بیان‌کننده انرژی جنبشی و پتانسیل می‌باشند. سپس معادله سیستم با استفاده از فرمول‌های لاگرانژ زیر به‌دست می‌آیند:

$$\tau = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} \right) - \frac{\partial L}{\partial y} \quad (15)$$

$$\tau = \frac{1}{3} m_1 l_1^2 \ddot{y} + m_1 g l_{1c} \sin y \quad (16)$$

$$\tau = \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \ddot{y} - m_2 g l_{2c} \sin y \quad (17)$$

مسیر قدم‌های عادی به‌عنوان بهترین مسیر راه‌رفتن و نوع آن برای هر بیمار به‌صورت یکسان معرفی نمی‌شود. چون مسیر واقعی برای توانبخشی به شرایط بیمار بستگی دارد، ساده‌سازی نیروهای مفصلی بیمار برای دنبال کردن مسیرهای عادی همیشه در توانبخشی مؤثر نیست. از این‌رو، در الگوریتم پیشنهادی، مسیر راه‌رفتن‌های دلخواه براساس مسیرهای عادی با در نظر گرفتن شرایط بیمار تعیین می‌شود.

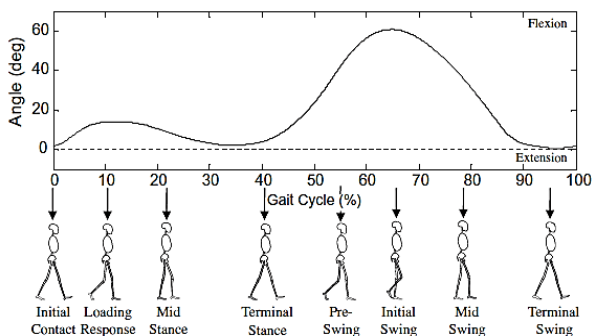
$$y_R(t) = a(t) y_N \left( \frac{t}{b(t)} \right) + c(t) \quad (12)$$

که در آن  $y_R$  و  $y_N$  مسیرهای عادی و مرجع را معرفی می‌کنند. پارامتر  $a$  میزان تأثیر  $y_N$  را نشان می‌دهد و نیز بیان‌کننده میزان از کار افتادن می‌باشد. مقادیر  $a$  و  $b$  و  $c$  در فرمول ۱۲ مسیر راه‌رفتن دلخواه را تعیین می‌کنند. تفاوت‌ها و دگرگونی‌های موجود در اقدامات انجامی در الگوریتم پیشنهادی، وجود درجات مناسب و کافی در مورد آزادی‌های موجود در رویکرد توانبخشی را بیان می‌کند. کاربردهای واقعی به‌وسیله فیزیک و شرایط بیمار و اهداف توانبخشی اعضای بیمار تعیین می‌شود.

## شبیه‌سازی

رویکرد توانبخشی پیشنهادی در فرمول ۶ براساس مدل‌های انسان شبیه‌سازی می‌شود. بدن انسان می‌تواند با اعداد و روابط ریاضی پیچیده‌ای که در مفصل‌ها وجود دارد [۲۲] شبیه‌سازی شود. مدل‌های پیچیده همراه با مفاصل گوناگون ممکن است آنالیز دقیقی را به ما نشان دهند. در مراحل چرخش، گشتاور مفصلی زانو برای نوسان ساق پا و کل پا استفاده می‌شود. مدل ساده‌شده به‌صورت یک آونگ در شکل الف-۱۰ نشان داده شده است. ساق پا و ران به‌صورت یک استوانه، که دارای مرکز جرم  $m_1$  است، شبیه‌سازی شده و مانند یک مدل ساخته شده‌اند. گشتاور مفصل زانو برای حرکات قسمت بالایی بدن استفاده می‌شود که می‌تواند به‌صورت یک استوانه معکوس

۲۹ سال که همه آن اطلاعات بازبینی شده‌اند [۲۱]. این آزمایش‌ها به وسیله موسسه Review Boards توسط شرکت‌کنندگان دانشگاه کلیفورنیا انجام شده است.



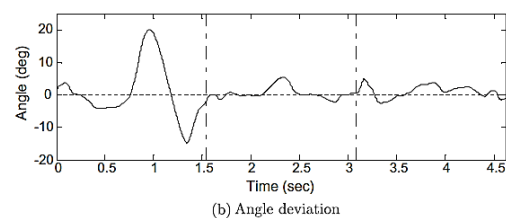
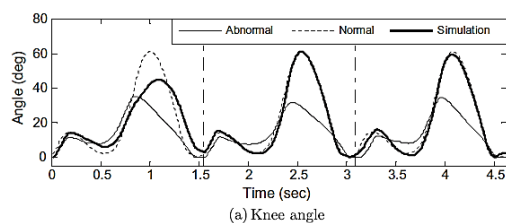
شکل ۱۲. زاویه قائم یک زانو در یک گام و برخورد متقابل مراحل راه رفتن [۲۱]

زاویه عادی زانو طی مراحل راه رفتن بین صفر تا ۷۰ درجه می‌باشد که در شکل ۱۲ نمایش داده شده است. در مرحله نخستین، زانو حدود ۵ درجه خم می‌شود و در مرحله واکنش، همه وزن بدن روی وضعیت تعادل زانو قرار می‌گیرد. خمیدگی زانو، در مرحله واکنش نیز جذب و انجام می‌شود. در بقیه مراحل ایستادگی، برای آماده‌سازی بدن به منظور حرکت به جلو، زانو باز شده و مچ پا برعکس زانو عمل می‌کند.

### اجرای آزمایش

رویکرد توانبخشی پیشنهادی برای حرکات عادی زانو که در شکل الف-۱۴ نشان داده شده است اجرا می‌شود. یک CRSEA<sup>۵</sup> در شکل ۱۳ نشان داده شده که مخفف عبارت فعال‌کننده کشدار قابل ارتجاع زنجیره‌ای و چرخشی است. سازوکار چرخشی با CRSEA مطابقت دارد، چون در هر مرحله که کنش یا واکنش انجام می‌شود، حرکت زانو باید وزن بدن را تحمل کند [۲۳]. دنده کرمی شکل برای آنکه به CRSEA وصل شود، چراغ کوچک تعبیه شده آن روشن می‌شود؛ بدین گونه که گشتاور توانبخشی محاسبه شده در این آزمایش مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲۴] و

در شبیه‌سازی مغز شکل ۸، مغز به صورت یک کنترل PID ضعیف شبیه‌سازی شده است که کنترل سیگنال‌های غیرعادی را برعهده دارد. بدین گونه که ماهیچه در شکل ۸ نتواند گشتاور ضروری و مناسب خود را برای یک حرکت عادی زانو اجرا کند. نتایج شبیه‌سازی به وسیله الگوریتم پیشنهادی فرمول ۶ در شکل ۱۱ نشان داده شده‌اند. ناگفته نماند که انحراف از زاویه قائم در گام اول بسیار بیشتر از قدم‌های بعدی برداشته شده است و هرچه قدم‌های دیگر برداشته شود از میزان انحراف کاسته می‌شود. به عبارت دیگر، در قدم اول تنها الگوریتم کل نیرو و پتانسیل مجازی آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. زمانی که یادگیری الگوریتم از قدم بعدی به بالاترین درجه خود می‌رسد، رویکرد پیشنهادی گشتاور کمکی مناسب خود را برای کاهش دادن انحراف از زاویه قائم زانو اجرا می‌کند که در شکل ب-۱۱ نشان داده شده است.



شکل ۱۱. نتایج شبیه‌سازی

### نتایج آزمایشات انجام شده

#### حرکت زانو در راه رفتن عادی و طبیعی

حرکات عادی زانو هنگام راه رفتن در شکل ۱۲ نمایش داده شده است. زاویه عادی زانو از میانگین اطلاعات ۳۰ قدم شخص سالم به دست می‌آید (بدین معنا که از هیچ بی‌نظمی شناخته شده اطلاع نداشته باشیم)، که دارای مشخصاتی همچون: قد ۱/۷۴ متر، وزن ۷۱ کیلوگرم و سن

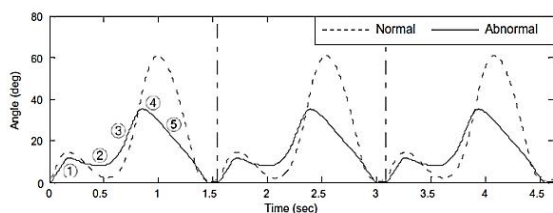


## نتایج آزمایش

هدف از انجام این آزمایش‌ها بازبینی از رویکرد پیشنهادی درمورد گشتاور کمکی فعال است تا بیمار با حرکت غیرعادی و نامنظم بتواند بر روی مسیری دلخواه حرکت و تمرین کند.

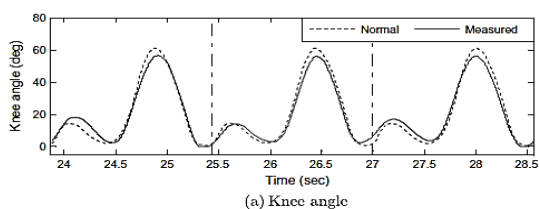


(a) Sequential pictures of the abnormal gait in one stride

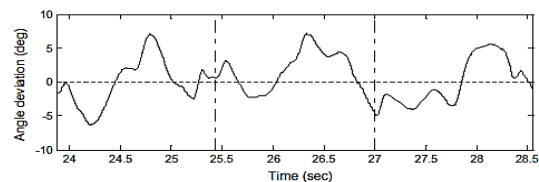


(b) Knee angle in three strides

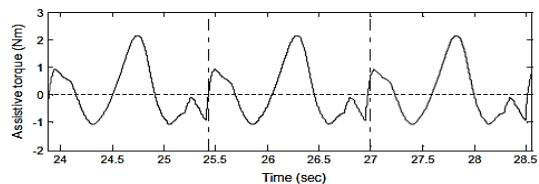
شکل ۱۴. حرکات غیرعادی زانو [۲۳]



(a) Kneec angle



(b) Angle deviation

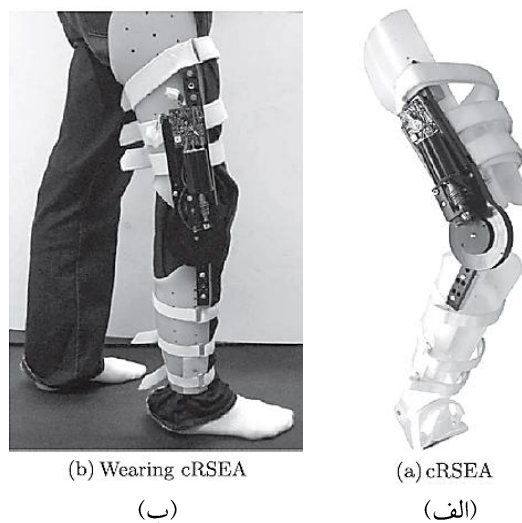


(c) Assistive Torque

شکل ۱۵. نتایج تجربی

همان‌گونه که در نتایج آزمایش‌های شکل ۱۵ نشان داده شده است، گشتاور کمکی مناسب و منظم مفصل به‌وسیله الگوریتم پیشنهادی تأمین می‌شود، بدین صورت که مسیر

CRSEA روی مفصل زانو نصب‌شده همان‌گونه که در شکل ب-۱۳ نشان داده شده است.



(b) Wearing cRSEA

(a) cRSEA

(ب)

(الف)

شکل ۱۳. CRSEA نصب‌شده روی مفصل زانو [۲۳ - ۲۴]

می‌توان حرکات نادرست زانو را با تقلید از یک شخص سالم، که دارای ۳۰ سال سن، ۱/۸ متر قد و ۶۸ کیلوگرم وزن است، معالجه کرد. برای این منظور، از شخص سالم خواسته شد که لباس آزمایش (اورسوس) را بپوشد و روی یک تردمیل با سرعت ۳/۲ کیلومتر بر ساعت، با حرکت عادی زانوی خود، راه برود. سرعت حرکت در هر قدم، آهسته‌تر شده؛ چون تمرین با زانوی اورسوس انجام می‌گیرد. با استفاده از این تمرین‌های تکراری سیکل‌های غیرطبیعی پیوسته حاصل می‌شود. همان‌گونه که در شکل ۱۴ نشان داده شده است، زانو به‌طور کامل در مرحله سکون باز نمی‌شود (مراحل ۲ و ۳ در شکل الف-۱۴) که منجر به یک حرکت روبه جلوی مناسب بالاتنه می‌شود. همچنین زانو در فازهای برداشتن به‌صورت کامل خم نمی‌شود (مراحل ۴ و ۵ در شکل الف-۱۴) که در نتیجه پا روی سطوح به‌صورت مناسب می‌تواند حرکت کند. زاویه زانو در راه‌رفتن غیرعادی در سه گام در شکل ب-۱۴ نشان داده شده است و اعداد مربوط به حرکات غیرطبیعی در شکل ارائه شده‌اند.

مختلف برای مشاهده بهبود در آنها، وضعیت بیماران کنترل و ارزیابی می‌شود.

### مآخذ

- [1] Lim MR, Huang RC, Wu A, Girardi FP, Cammisa FP. Evaluation of the elderly patient with an abnormal gait. *J Am Acad Orthop Surg* 2007; 15: 107-17.
- [2] Parkinson's Disease Foundation, Statistics for Parkinson's Disease, <http://www.pdf.org>
- [3] Dong S, Lu K-Q, Sun JQ, Rudolph K. Adaptive force regulation of muscle strengthening rehabilitation device with magnetorheological fluids. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006; 14:55-63.
- [4] Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y. Control method of robot suit hal working as operator's muscle using biological and dynamical information. In: *IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS)*; 2005. p. 3063-8.
- [5] Zoss A, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). *IEEE/ASME Trans Mech* 2006; 11, pp. 128-38.
- [6] Bae J, Kong K, Byl N, Tomizuka M. A mobile gait monitoring system for abnormal gait diagnosis and rehabilitation: a pilot study for Parkinson's disease patients. *ASME J Biomech Eng* 2011; 133, pp. 041005. 11.
- [7] Lunenburger L, Colombo G, Riener R. Biofeedback for robotic gait rehabilitation. *J NeuroEng Rehabil* 2007; p. 4.
- [8] Belforte G, Eula G, Appendino S, Sirolli S. Pneumatic interactive gait rehabilitation orthosis: design and preliminary testing. *J Eng Med. Proceedings of the institution of mechanical engineers, part H* 2011; 225: pp. 158-69.

حرکت زانو در شکل ۱۴ با مسیرهای متفاوت غیرانتخابی عوض شود و تطابق پیدا کند. همچنین باید توجه داشت که یک انسان سالم، به‌هنگام راهرفتن حرکات غیرعادی دارد و می‌تواند نامنظم حرکت کند. مشاهده شده است که در طی انجام الگوریتم توانبخشی پیشنهادی روی یک شخص سالم برای تقلیدکردن حرکت رفت‌وآمد نامنظم و تبدیل آن به یک حرکت منظم، همان نتایج قبلی را می‌توان از گشتاور کمکی به دست آورد. برای شخص که بتواند طبق زانوی فعال (اورسوس) حرکت کند، حداقل بیست قدم طول می‌کشد تا مسیر دلخواه را پیدا کند، اما بعد از تطبیق حرکات، زانو می‌تواند به‌سادگی مسیر حرکت عادی خود را با استفاده از گشتاور کمکی دنبال کند.

### جمع‌بندی

در این مقاله رویکرد توانبخشی برای تعیین نحوه تمرین کردن حرکات با گشتاور کمکی و تمرین راهرفتن طبیعی روبات با استفاده از اعضاهای آن تعیین شد که همگی برگرفته از راهرفتن‌های تکراری و مکرر اندامها براساس الگوریتم یادگیری پیشنهادی است. با استفاده از تقلید و فراگیری حرکات قدم‌های عادی و مکرر، مفصل می‌تواند به یک مسیر دلخواه و درست و مؤثر راهنمایی و هدایت شود. در این الگوریتم، گشتاور کمکی در هر قدم براساس قدم قبلی محاسبه می‌شود. اجرای الگوریتم پیشنهادی در شبیه‌سازی و آزمایش‌های مختلف با یک زانوی فعال (اورسوس) بازبینی شد. ناگفته نماند که نتایج آزمایشات در شکل ۱۵ تنها روش پیشنهادی که می‌تواند گشتاور کمکی ضروری را برای تمرین حرکات قدم عادی به طور مناسبی اجرا کند، شرح می‌دهد.

آثار روش پیشنهادی در درمان‌های صورت‌گرفته باید به‌وسیله آزمایشات در کلینیک بازبینی و تکرار شود. بدین گونه که برای کار بعدی، رویکرد توانبخشی راهرفتن پیشنهادی روی بیمارانی که از اختلال در سیستم‌های عصبی خود رنج می‌برند، اجرا می‌شود و در طی زمان‌های



PhD thesis, University of California, Berkeley; 2008.

- [19] Duschau-Wicke A, Brunsch T, Lunenburger L, Riener R. Adaptive support for patient-cooperative gait rehabilitation with the Lokomat. In: IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS); 2008. p. 2357–61.
- [20] Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Banz R, Riener R. Iterative learning synchronization of robotic rehabilitation tasks. In: IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics (ICORR); 2008. p. 335–40.
- [21] Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley and Sons, Inc.; 2005.
- [22] Bae J, Kong K, Tomizuka M. Real-time estimation of lower extremity joint torques in normal gait. In: Proceedings of the international IFAC symposium on robot control (SYROCO); 2009. pp. 577–82.
- [23] Kong K, Bae J, Tomizuka M. Control of rotary series elastic actuator for ideal force mode actuation in human–robot interaction applications. *IEEE/ASME Trans Mech* 2009; 14: pp. 105–18.
- [24] Kong K, Bae J, Tomizuka M. A compact rotary series elastic actuator for knee joint assistive system. In: Proceedings of the IEEE international conference on robotics and automation (ICRA); 2010. p. 2940–5.
- [9] Bae J, Kong K, Tomizuka M. Cable friction compensation and rehabilitation algorithms for a cable driven human assistive system. In: ASME Dynamic Systems and Conctorl Conference (DSCC); 2010. p. 1–7.
- [10] Schmidt RA, Lee TD. *Motor control and learning: a behavioral emphasis*, 3rd ed. Human Kinetics; 1999.
- [11] Hogan N. Impedance control: an approach to manipulation. Parts I, II, and III, *J Dyn Syst, Meas, Control* 1985;107:1–24.
- [12] Gomes A, Onodera A, Otuzi M, Pripas D, Mezzarane R, Sacco I. Electromyography and kinematic changes of gait cycle at different cadences in diabetic neuropathic individuals. *Muscle Nerve* 2011; 44: pp. 258–68.
- [13] Kim C, Eng J. Magnitude and pattern of 3d kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture* 2004; 20: pp. 140–6.
- [14] Tso SK, Ma X. Discrete learning control for robots: strategy, convergence and robustness. *Int J Control* 1993; 57: pp. 273–91.
- [15] Kim D, Kim S. An iterative learning control method with application for CNC machine tools, *IEEE Trans Ind Appl* 1996; 32: pp. 66–72.
- [16] Havlicsek H, Alleyne A. Nonlinear control of an electro-hydraulic injection molding machine via iterative adaptive learning. *IEEE/ASME Trans Mech* 1999;4: pp. 312–23.
- [17] Bristow DA, Tharayil M, Alleyne AG. A survey of iterative learning control: a learning-based method for high-performance tracking control. *IEEE Control Syst Mag* 2006; 26: pp. 96–114.
- [18] Mishra S. *Fundamental Issues in Iterative Learning Controller Design: Convergence, Robustness, and Steady State Performance*,

### پی نوشت

1. Spinal Cord Injury (SCI)
2. Basal ganglia
3. Golgi tendon organs
4. Iterative learning Control (ILC)
5. Compact Rotary Series Elastic Actuator (CRSEA)