

کنترل برخاستن از روی صندلی در افراد دچار ضایعه نخاعی با استفاده از یک کنترل گر غیر متمرکز تطبیقی

علی سیدی، عباس عرفانیان امیدوار

آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق،

دانشگاه علم و صنعت ایران

erfanian@iust.ac.ir asevedi@ee.iust.ac.ir

چکیده- در این مقاله یک روش کنترل تطبیقی غیرمتمرکز برای برخاستن از روی صندلی در افراد فلج با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی ارائه شده است. در روش کنترل غیر متمرکز، سیستم به چند زیر سیستم تجزیه شده و برای هر زیرسیستم یک کنترل گر محلی طراحی می شود. کنترل گر محلی فقط براساس اطلاعات پس‌خوردی محلی عمل می کند و برهمکنش بین زیرسیستم ها به صورت اغتشاش در نظر گرفته شده است. روش ارائه شده بر روی یک بیمار مجازی مورد بررسی قرار گرفته است. بیمار مجازی شامل سه لینک بالا تنه، ران و ساق در صفحه دو بعدی می باشد. کف پا بر روی زمین ثابت و مفصل ساق به کمک یک اورتز در یک زاویه خاص ثابت در نظر گرفته شده است. هر مفصل شامل عضلات خم کننده و باز کننده می باشد. تماس فرد با صندلی به صورت نرم و دست فرد به صورت ثابت بر روی سینه مدل شده است و حرکت بدون کمک نیروهای دست انجام می شود. به منظور تعیین مسیر تغییرات زوایای مفاصل در هنگام برخاستن، آزمایشاتی بر روی انسان سالم انجام شده است. از مسیر تغییرات زوایای مفاصل اخذ شده در انسان سالم برای کنترل مفاصل بیمار مجازی استفاده شده است. هر مفصل به وسیله یک کنترل گر تطبیقی مستقیم محلی کنترل می شود. نتایج نشان می دهد که امکان کنترل دقیق زاویه مفاصل در حرکت برخاستن با روش پیشنهادی فراهم شده است.

کلید واژه- تحریک الکتریکی عملکردی، کنترل حرکت برخاستن، کنترل کننده تطبیقی، کنترل غیرمتمرکز.

۱- مقدمه

الکترودهای سطحی و یا کاشتی به عصب عضله مورد نظر اعمال می شود.

یکی از حرکات ضروری در زندگی روزمره که مقدمه بسیاری از حرکات دیگر است، برخاستن از حالت نشسته می باشد. انجام این حرکت در افراد فلج فواید بسیاری دارد که از آن جمله می توان به بارگذاری بر روی استخوان ها و جلوگیری از پوکی استخوان، ممانعت از ایجاد زخم بستر و امکان دسترسی به وسایل اطراف اشاره کرد.

در تحقیقات گذشته [۱]، قابلیت بلند شدن از روی ویلچر با استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی عضله باز کننده زانوی^۲ شخص معلول، مورد بررسی قرار گرفته است. اما در این روش ها تحریک الکتریکی با دامنه ثابت و با الگوهای از پیش تعیین شده انجام شده و وضعیت فعلی فرد در هنگام تحریک، از جمله شکل

هر ساله تعداد قابل توجهی از افراد در اثر سوانح و حوادث دچار قطع، یا ضایع نخاعی می شوند که منجر به فلج کامل یا محدود اعضای آنها می شود. در این میان افرادی که دچار فلج اندام تحتانی می شوند به مراتب با مشکلات بیشتری روبرو هستند، که از آن جمله می توان به زخم بستر، عفونت کلیه، مشکلات قلبی عروقی، ضعیف شدن عضلات و غیره اشاره کرد. تا کنون در علم پزشکی درمان قطعی برای این گونه از بیماران ابداع نشده است. یکی از روش هایی که باعث باز توانی و ایجاد حرکت در عضو فلج با استفاده از عضله خود بیمار می شود استفاده از تحریک الکتریکی عملکردی^۱ است. در این روش الگوهای تحریک بسته به نوع حرکت مورد نیاز با دامنه، فرکانس و پهنای پالس لازم طراحی شده و به صورت پالس های الکتریکی از طریق

² Knee extensor

¹ Functional Electrical Stimulation

قرار گیری پاها، شرایط عضله و تغییرات زوایای مفاصل در اثر اعمال تحریک در نظر گرفته نشده است. در این روش‌ها به دلیل عدم اطلاع کنترل کننده از شرایط سیستم، موفقیت حرکت برخاستن وابستگی زیادی به مهارت فرد مورد آزمایش دارد.

بنابراین امروزه تحقیقات زیادی بر روی روش‌های کنترل حلقه بسته در حرکت برخاستن انجام می‌شود که از آن جمله می‌توان به استفاده از کنترل‌گر مدل معکوس [۲]-[۴]، کنترل‌گر فازی تطبیقی [۵]، کنترل‌گر کلیدزنی منحنی [۶] نام برد. در این روش‌ها از زوایای مفاصل ران، زانو، و مچ در هر لحظه نمونه برداری شده و پالس‌های تحریک بنابر شرایط فعلی فرد محاسبه می‌شود. در روش مدل معکوس از تحریک الکتریکی به عنوان نیروی کمک کننده به فرد برای برخاستن استفاده شده است. در این روش فرد ابتدا حرکت را آغاز کرده و بسته به تغییرات زوایای مفاصل با استفاده از معکوس مدل دینامیک برخاستن، پالس تحریک ایجاد می‌شود. در روش کنترل‌گر فازی تطبیقی، بیمار مجازی مسیر از پیش تعیین شده زوایا را باید تعقیب کند و بسته به نحوه انجام حرکت، کنترل‌گر تشویق و یا تنبیه می‌شود.

یکی از مشکلات مهم در طراحی کنترل‌گر سیستم‌های عصبی-عضلانی، خاصیت غیرخطی و متغییر با زمان بودن سیستم است. جابجائی الکترودها، اغتشاشات خارجی، رفلکس-های عصبی، اسپاستیسیته، خستگی عضلانی، و عدم قطعیت در رفتار سیستم و مدل از عواملی مهمی است که طراحی کنترل‌گر مناسب را با مشکل مواجه می‌سازد.

سیستم عصبی-عضلاتی-اسکلتی اندام تحتانی، یک سیستم پیچیده با تعداد مفاصل مختلف است و برای هر مفصل حداقل دو عضله وجود دارد. گسترش یک کنترل‌گر متمرکز برای چنین سیستمی بسیار مشکل بوده و نیاز به یک مدل کامل چندورودی-چندخروجی از سیستم دارد. به همین دلیل در این مقاله برای اولین بار از روش کنترل غیر متمرکز [۷] برای کنترل برخاستن بیمار استفاده شده است. در این راهکار یک سیستم پیچیده به چند زیر سیستم که بر یکدیگر بر همکنش دارند تقسیم شده و برای هر یک از این زیر سیستم‌ها کنترل‌گر مجزایی طراحی می‌شود. بر همکنش^۳ بین سیستم‌ها به عنوان اغتشاش برای زیر سیستم تحت کنترل در نظر گرفته می‌شود. در این مقاله راهکار کنترلی بر اساس کنترل تطبیقی غیر متمرکز شده طراحی شده است. برای هر مفصل یک کنترل‌گر مجزا در نظر گرفته شده است، که داده‌های ورودی به آن تنها زاویه

مفصل تحت کنترل می‌باشد و بر همکنش با دیگر مفاصل و نیروها و گشتاورهای ناشی از حرکت مفاصل دیگر به عنوان اغتشاش در نظر گرفته شده است.

در بخش دوم مدل بیمار مجازی بحث شده، در بخش سوم طراحی کنترل‌گر مطرح شده و در بخش سوم شبیه سازی مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- بیمار مجازی

در این مقاله مدل فرد معلول شامل سه لینک ساق، ران و بالا تنه می‌باشد، (شکل ۱) که معادلات دینامیک آن در صفحه جانبی با استفاده از روابط لاگرانژ نوشته شده است. تماس شخص با صندلی به صورت تماس نرم با استفاده از دو فنر و دمپر افقی و عمودی مدل شده است [۸]. دست‌های فرد به صورت بسته بر روی سینه مدل شده و از حرکات سر صرفه نظر شده است. کل بالا تنه شامل سر، دستها و سینه به صورت یک لینک که حول مفصل لگن امکان چرخش دارد لحاظ شده است. مفصل قوزک به صورت ثابت شده در یک زاویه مشخص به وسیله اورتز^۴ مدل شده است. برای این منظور یک کنترل‌گر تطبیقی به صورت حرکت مستقیم^۵ در مفصل زانو قرار داده شده که با گشتاور مستقیم، این مفصل را در یک زاویه مشخص نگه می‌دارد.

عضلات در نظر گرفته شده در این مقاله شامل ۶ گروه عضلانی: خم کننده مفصل ران^۶، باز کننده مفصل ران^۷، همسترینگ^۸، خم کنند زانو^۹ و گروه باز کننده زانو^{۱۰} می‌باشد. مدل عضله به کار رفته در این تحقیق شامل دو بخش فعال^{۱۱} و غیر فعال^{۱۲} است [۳]. که بخش غیر فعال شامل نیروهای تولید شده توسط تاندون‌ها، پوست و خاصیت کشسانی عضله متصل به هر مفصل است، که به صورت مجموع دو تابع نمائی مدل شده است. بخش فعال به صورت ورودی پهنای پالس و خروجی نیرو مدل شده است که شامل تابع غیر خطی فعال سازی^{۱۳}، خستگی، رابطه فرکانس-نیرو و تاخیر زمانی می‌باشد. همچنین در این مدل رابطه طول-نیرو و سرعت نیرو منظور شده است. خروجی عضله به صورت نیرو می‌باشد که پس از ضرب شدن در بازوی

⁴ Orthosis

⁵ Direct drive

⁶ Mono-articular hip flexors

⁷ Mono-articular hip extensors

⁸ Hamstrings

⁹ Biceps femoris

¹⁰ Restus femoris & Vasti

¹¹ active

¹² passive

¹³ activation

³ interaction

توانائی دفع اثر متقابل زیر سیستم‌ها نسبت به زیر سیستم مورد کنترل را داشته باشد.

برای استفاده از راهکار کنترلی غیر متمرکز شده روابط

دینامیک سیستم (۱) را به صورت زیر مرتب می‌کنیم:

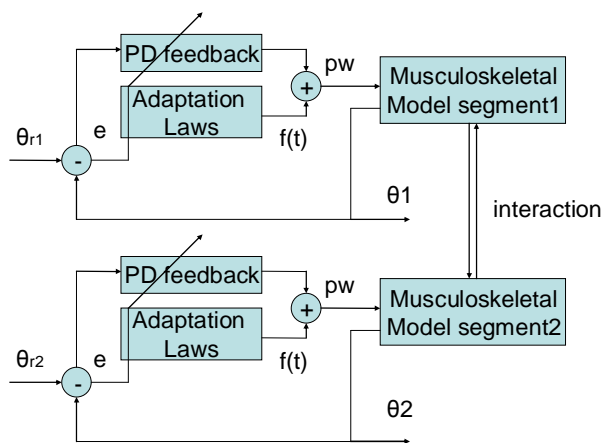
$$m_{ii}(\theta)\ddot{\theta}_i(t) + \left[\sum_{\substack{j=1 \\ j \neq i}}^n m_{ij}(\theta)\ddot{\theta}_j(t) \right] + \quad (2)$$

$$n_i(\theta, \dot{\theta}) + g_i(\theta) = T_i(t) + C_i(t), \quad i = 1, 2, \dots, n$$

در این رابطه عبارت داخل کروشه اشاره به ردیف i ام ماتریس اینرسی می‌کند. رابطه بالا را می‌توان به صورت زیر خلاصه کرد:

$$m_{ii}(\theta)\ddot{\theta}_i(t) + d_i(t) = T_i(t) + C_i(t), \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3)$$

که در آن d_i مجموع تمام گشتاورهای ناشی از اثر متقابل بین لینک‌های دیگر با لینک i ام می‌باشد و به عنوان اغتشاش برای زیر سیستم i ام در نظر گرفته شده است.



شکل ۲: دیاگرام کنترگر برای دو مفصل

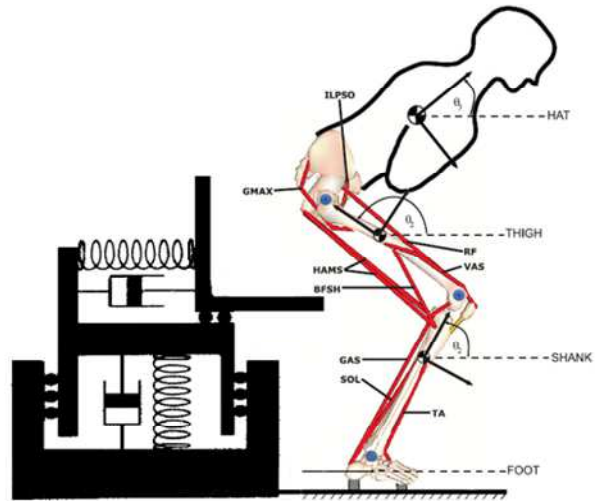
قانون کنترلی به کار گرفته شده در این تحقیق به صورت رابطه (۴) می‌باشد. که برای هر مفصل به صورت جداگانه طراحی می‌شود.

$$T_i(t) = f_i(t) + [K_{i0}(t)e_i(t) + k_{i1}(t)\dot{e}(t)] \quad (4)$$

که در آن $e(t) = \theta_d - \theta_i$ خطای رهگیری و $\dot{e}(t)$ مشتق خطای رهگیری می‌باشد. این قانون کنترل از دو بخش کنترل تناسبی-مشتقی و یک سیگنال کمکی تشکیل شده است. قسمت تناسبی-مشتقی با ضرایب متغیر می‌باشد که ضرایب آن بر اساس خطای لحظه‌ای تطبیق پیدا می‌کنند. بخش کمکی شامل یک تابع جبران کننده تطبیقی $f(t)$ است که بنا بر مقدار لحظه‌ای خطا تطبیق پیدا می‌کند (شکل ۲).

با استفاده از نظریه پایداری لیپانوف و مکانیزم تطبیق

گشتاور^{۱۴} مربوط به هر مفصل، گشتاور تولید شده حول آن مفصل را تعیین می‌کند. برای مقادیر پارامترهای مدل از مراجع [۳] و [۸] استفاده شده است.



شکل ۱: مدل اسکلتی عضلانی فرد معلول و زوایای در نظر گرفته شده.

فرم کلی معادله دینامیک فرد معلول به صورت زیر است:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + N(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) = T + C \quad (1)$$

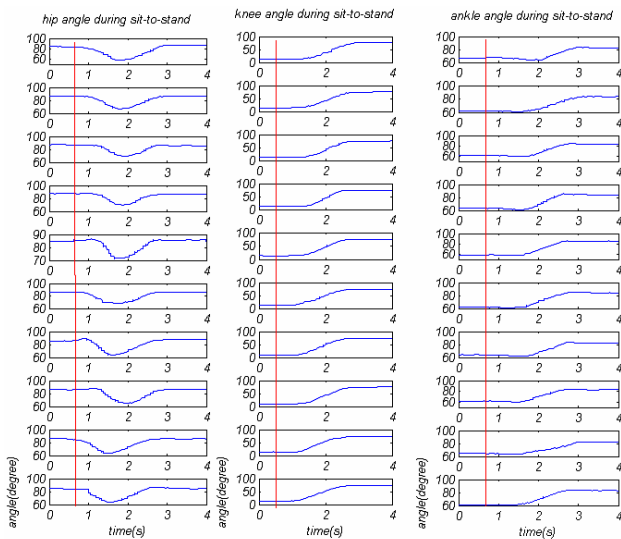
که در آن $\theta = [\theta_a, \theta_k, \theta_h]$ به ترتب موقعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای مفاصل بوده، N ماتریس 3×1 کوریولیس^{۱۵}، G ماتریس 3×1 گرانش، T و C به ترتیب ماتریس 3×1 گشتاورهای ناشی از عضلات حول هر مفصل و ماتریس 3×1 ماتریس C از ضرب کردن نیروی‌های تولید شده توسط فنر و دمپر صندلی در ماتریس ژاکوبین اسکلت فرد بدست می‌آید.

۳- کنترل غیر متمرکز

یکی از راهکارهای موفق در کنترل سیستم‌های پیچیده استفاده از راهکار کنترل غیر متمرکز می‌باشد. در این راهکار سیستم مورد نظر به چند زیر سیستم مجزا با اثر متقابل نسبت به یکدیگر تقسیم می‌شود و برای هر زیر سیستم یک کنترل گر مجزا طراحی می‌شود. برهمکنش بین زیر سیستم‌ها در زیر سیستم مورد کنترل به عنوان اغتشاش در نظر گرفته می‌شود (شکل ۲). برای استفاده از راهکار غیر متمرکز، نیاز است که اثر متقابل بین زیر سیستم‌ها محدود بوده و کنترل گر طراحی شده

¹⁴ Moment arm
¹⁵ Coriolis

کوچک باشد. مقادیر ضرایب وزندهی به خطا برای هر کنترل گر در جدول (۱) آورده شده است. به دلیل استفاده از واحد رادیان برای زوایا در کنترل گرها مقادیر ضرایب بزرگ بدست آمده‌اند:



شکل ۳: زوایای اندازه‌گیری شده مفاصل انسان سالم در ۱۰ بار برخاستن از روی صندلی

جدول ۱: ضرایب وزندهی به خطا در هر یک از کنترل گرهای محلی

	w_p	w_v
کنترل کننده قوزک	۱۵۰۰۰	۷۰۰۰
کنترل کننده مفصل زانو	۱۸۰۰۰	۳۰۰۰
کنترل کننده مفصل لگن	۳۰۰۰۰	۶۰۰۰

۵- نتیجه‌گیری

همانطور که در شکل‌های (۴) و (۵) دیده می‌شود کنترل کننده در تعقیب مسیر از پیش تعیین شده موفق بوده و حرکت برخاستن شخص معلول با شرایط تعیین شده، میسر شده است. در شکل (۴-الف) نمودار تعقیب مسیر زاویه زانو به همراه پالس تحریک نشان داده شده است، همانطور که مشاهده می‌شود در طی مسیر برخاستن عضلات خم کننده و باز کننده ران درگیر بوده است. برای کنترل برخاستن بدون استفاده از نیروی دست نیاز است که از هر دو گروه عضلانی آگونیست و آنتاگونیست استفاده شود. در شکل (۴-ب) نمودار تعقیب مسیر مفصل زانو به همراه سیگنال تحریک نشان داده شده است. در این مفصل در حرکت برخاستن تنها عضله باز کننده زانو فعال است که بیشترین نقش را در حرکت برخاستن به عهده دارد. در شکل

ضرایب به صورت روابط ذیل (۵ و ۶) نشان داده شده است [۹] که خطا به صورت مجانبی به سمت صفر میل می‌کند.

$$r_i(t) = w_{pi} e_i(t) + w_{vi} \dot{e}(t) \quad (5)$$

$$f_i(t) = f_i(0) + \delta_i \int_0^t r_i(t) dt + \rho_i r_i(t) \quad (6)$$

$$k_{ij}(t) = k_{ij}(0) + \alpha_{ij} \int_0^t r_i(t) e_i^{(j)}(t) dt + \beta_{ij} r_i(t) e_i^{(j)}(t) \quad j = 0,1$$

برای هر مفصل یک کنترل کننده طراحی شده است و خروجی کنترل گر بین عضلات باز کننده و خم کننده کلید زده می‌شود. به این صورت که اگر خروجی کنترل گر مثبت باشد، خروجی به عضله باز کننده کمر و خم کننده زانو اعمال می‌شود که ایجاد کننده گشتاورهای مثبت حول این مفاصل‌اند و اگر خروجی کنترل گر منفی باشد به عضلات خم کننده کمر و باز کننده زانو که ایجاد کننده گشتاورهای منفی حول این مفاصل هستند اعمال می‌شود.

۴- کنترل برخاستن با استفاده از روش کنترل غیرمتمرکز

برای بدست آوردن منحنی مطلوب تغییرات زوایای مفاصل، از داده‌های برخاستن شخص سالم استفاده شده است. برای این منظور از سیستم تعقیب مسیر حرکت^{۱۶} Xsens (Xsens motion technologies) در آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی دانشگاه علم و صنعت استفاده شده است. ۳ عدد سنسور تعقیب حرکت بر روی ساق، قسمت جلوی ران و قسمت پشت کمر نصب شده است که تغییر زوایای هر لینک را نسبت به افق اندازه‌گیری می‌کنند (شکل ۱). تغییرات زوایای مفاصل شخص سالم در ۱۰ بار برخاستن از روی صندلی در بازه زمانی مشخص ثبت شده (شکل ۳) و با میانگین‌گیری از منحنی‌های زوایا در ۱۰ بار برخاستن، منحنی مطلوب بدست آمده است. هدف کنترل گرها تعقیب منحنی مطلوب برخاستن از روی صندلی می‌باشد.

شبیه‌سازی‌های این مقاله در محیط Matlab/Simulink با طول قدم^{۱۷} ۰/۰۰۴ انجام شده است. تمام مقادیر اولیه ضرایب کنترل گرها صفر در نظر گرفته شده است. در تمام کنترل گرها ضرایب زیر به صورت ثابت در نظر گرفته شده است:

$$f(0) = 0, k_p(0) = 0, k_v(0) = 0, \delta = 1, \rho = 0, \alpha = 1, \beta = 1$$

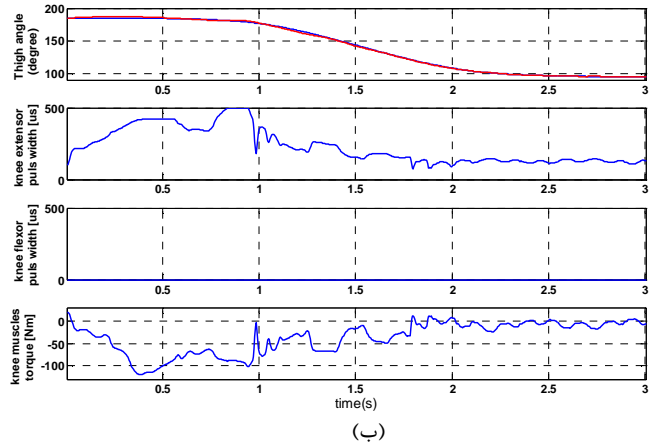
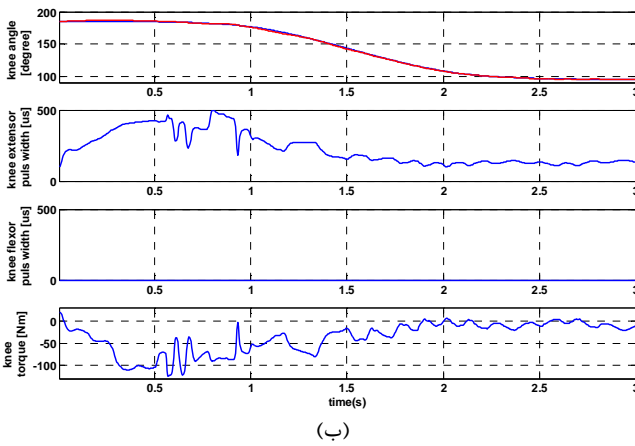
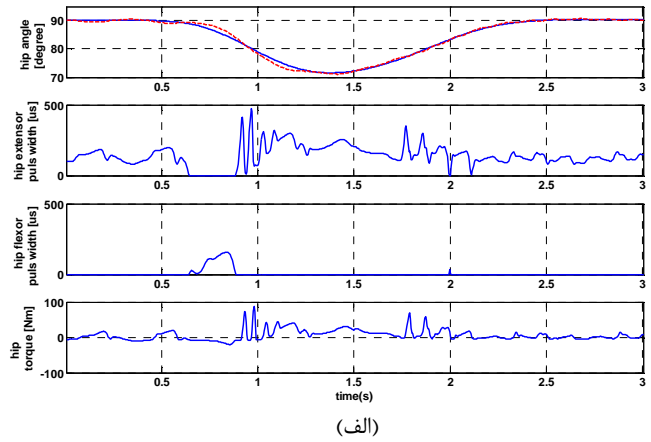
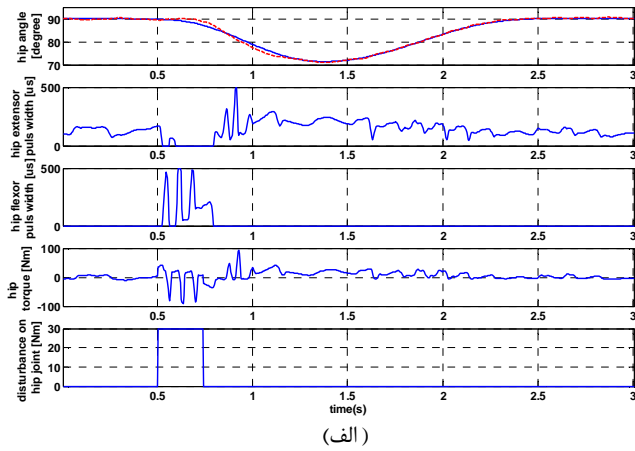
با چند بار سعی و خطا مقادیر وزندهی به خطا در مکانیزم تطبیق بدست آمده تا کنترل کننده پایدار شده و خطای ردیابی

¹⁶ Motion tracking

¹⁷ Step size

قوزک را کنترل نموده است. مفصل قوزک در حرکت برخاستن از حساسیت بسیار زیادی برخوردار است زیرا کوچکترین انحرافی

نمودار تنظیم^{۱۸} زاویه قوزک به همراه خروجی کنترل کننده که همان گشتاور مفصل قوزک است نشان داده شده است.



شکل ۵: کنترل حرکت برخاستن در حضور اغتشاش: زاویه مفصل لگن (الف)، مفصل زانو (ب) و مفصل قوزک(ج). مقادیر مطاب با خط توپر و مقدار اندازه-گیری شده با خط چین نشان داده شده است.

شکل ۴: کنترل حرکت برخاستن: زاویه مفصل لگن (الف)، مفصل زانو (ب) و مفصل قوزک(ج). مقادیر مطاب با خط و مقدار اندازه‌گیری شده با خط‌چین نشان داده شده است.

از مسیر پیش فرض در این مفصل موجب ایجاد گشتاورهای اغتشاشی بزرگ در مفاصل زانو و لگن شده و منجر به نا متعادل

مشاهده می‌شود کنترل‌گر با دقت خوبی ($\pm 1^\circ$) زاویه مفصل

¹⁸ regulation

- standing up: A simulation study," IEEE Trans.Rehabil. Eng., vol 6, pp. 113-124, 1998.
- [4] Riener, R., Ferrarin, M., Pavan, E., & Frigo, C. "Patient-driven control of FES-supported standing up and sitting down: Experimental results." IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol. 8, pp. 523-529, 2000.
- [5] Davoodi R, Andrews BJ."Computer simulation of FES standing up in paraplegia: A self-adaptive fuzzy controller with reinforcement learning," IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol. 6, pp. 151-161, 1998.
- [6] Dolan MJ, Andrews BJ, Veltink PH. "Switching curve controller for FES-assisted standing up and sitting down," IEEE Trans. Rehabil. Eng., vol.6, pp. 167-171, 1998.
- [7] L. Bakule, "Decentralized control: An overview," Annual reviews in control, vol. 32, pp. 87-98, 2008.
- [8] M. G. Pandy, B. A. Garner, and F. C. Anderson, "Optimal control of nonballistic muscular movements: A constraint-based performance criterion for rising from a chair," J. Biomech. Eng., vol. 117, pp. 15-26, 1995.
- [9] H. Seraji, "Decentralized Adaptive control of manipulators: theory, simulation, and experimentation," IEEE Trans. Robo. Auto., vol. 5, pp. 183-201, 1989.

شدن فرد و در نهایت افتادن وی می‌شود. به همین دلیل در این تحقیق این مفصل به صورت ثابت در یک زاویه خاص در نظر گرفته شده است. برای تعیین زاویه مناسب قوزک، زوایای بین ۸۰ تا ۹۰ درجه که معمولا در افراد سالم هنگام برخاستن مورد استفاده قرار می‌گیرد، مورد آزمایش قرار گرفت. نتایج نشان می‌دهد که در زاویه ۸۵ درجه کمترین خطای ردیابی اتفاق افتاده است.

به منظور بررسی قابلیت کنترل گر در جبران اغتشاشات خارجی، یک پالس گشتاور به بزرگی ۳۰ نیوتن متر به مفصل لگن اعمال شده است (شکل ۵)، که مدل کننده راندن به عقب می‌باشد. کنترل گر در دفع این اغتشاش موفق بوده است. آزمون‌های اغتشاش نشان می‌دهد که اغتشاش‌های بزرگ موجب ناپایداری سیستم و در نهایت سقوط بیمار مجازی می‌شود، که این تا حدودی به ماهیت کنترل کننده‌های تطبیقی به تنهایی بر می‌گردد که در دفع اغتشاش بار در حالت کلی چندان موفق نیستند. از طرفی به ماهیت نوع حرکت مربوط است که در طی حرکت برخاستن تا رسیدن به حالت ایستاده شخص نسبت به اغتشاش‌های خارجی بسیار حساس است و حتی در افراد سالم نیز با اعمال نیرویی نسبتا کوچک به بالا تنه با در نظر گرفتن کف پا ثابت بر روی زمین شخص سقوط می‌کند و جهت اجتناب از سقوط کردن باید حالت پاهای خود را تغییر دهد. از طرفی در افراد معلول به دلیل کمتر بودن نیروی عضله، کنترل گر در دفع اغتشاشات در خلاف جهت حرکت بسیار ناتوان است و برای این کار شخص احتیاج به استفاده از دست خود دارد.

نتایج این تحقیق گامی به سوی کنترل حرکت برخاستن افراد معلول با کمترین کمک دست بوده و زمینه‌ای برای تحقیقات بیشتر و امکان سنجی انجام حرکت برخاستن از روی صندلی در افراد معلول، بودن کمک دست می‌باشد.

سپاسگزاری

این پژوهش در آزمایشگاه کنترل سیستم‌های عصبی-عضلانی، مرکز فناوری عصبی ایران در دانشگاه علم و صنعت ایران انجام شده است.

مراجع

- [1] A. Kralj and T. Bajd, Functional Electrical Stimulation: Standing and Walking After Spinal Cord Injury. New York: CRC Press, 1989.
- [2] Donaldson NN, Yu CH. "FES standing: control by handle reactions of leg muscle stimulation (CHRELMS)," IEEE Trans. Rehabil. Eng. vol. 4, pp. 280-284, 1996.
- [3] Riener, R., & Fuhr, T. "Patient-driven control of FESsupported