



## کنترل ربات توانبخشی زانو با استفاده از ترکیب الگوریتم‌های پسگام و ادمیتانس

فرهاد یوسفی<sup>1</sup>، خلیل عالی‌پور<sup>2\*</sup>، بهرام تارویردی‌زاده<sup>2</sup>، علیرضا هادی<sup>2</sup>

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکترونیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

2- استادیار، مهندسی مکترونیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

\* تهران، صندوق پستی 1439957131، k.alipour@ut.ac.ir

## اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل  
دریافت: 24 مرداد 1395  
پذیرش: 17 مهر 1395  
ارائه در سایت: 13 آذر 1395

کلید واژگان:

ربات توانبخشی

کنترل ادمیتانس

کنترل پسگام انتگرالی

کنترل مدل مرجع تطبیقی

## چکیده

در این مقاله، به طراحی کنترلر برای ربات توانبخشی زانو پرداخته شده است. مشکل اصلی دستگاه‌های توانبخشی از جمله دستگاه‌های غیرفعال حرکت مداوم، عدم بازخورد از وضعیت پای بیمار و نیروهای تاملی یا مقاوم اعمال شده از پای فرد به ربات می‌باشد. بدین معنی که اگر در حین تمرین غیرفعال، از طرف پای بیمار حرکتی غیرارادی رخ دهد، نیروی تاملی ایجاد شده بین پای فرد و ربات می‌تواند به پای فرد آسیب برساند، زیرا رفتار ربات در برابر این نیرو، دارای سفتی زیاد است و علیرغم اعمال گشتاور مخالف حرکت از سوی پای فرد، ربات همچنان سعی دارد، پای فرد را در مسیر مرجع نگه دارد. در این پژوهش، به منظور تحقق رفتار منقطع از سوی ربات در مقابل نیروی احتمالی پای فرد، از مفهوم ادمیتانس استفاده شده، و در دو روش کنترلی، مدل مرجع تطبیقی و پسگام انتگرالی این مفهوم مورد استفاده قرار گرفته است. با تجهیز ربات به کنترل ادمیتانس، در صورت اعمال نیرو از طرف پای فرد، ربات متناسب با آن نیرو از مسیر مرجع خود منحرف می‌شود تا به این ترتیب نیروی تاملی بین ربات و بیمار کاهش یابد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی این کنترلرها، نشان از رفتار مطلوب ربات در این شرایط دارد. همچنین به منظور بررسی کارایی بیشتر کنترلرها، عملکرد آن‌ها در حضور نویز اندازه‌گیری نیز بررسی شده است. همچنین نشان داده شده، استفاده از کنترل کننده‌ی پیشنهادی پسگام در کنار کنترل کننده‌ی ادمیتانس که خود نوآوری محسوب می‌شود، نسبت به کنترل کننده‌ی مدل مرجع تطبیقی، عملکرد بهتری دارد.

## Control of knee rehabilitation robot based on combination of backstepping and admittance algorithms

Farhad Yousefi, Khalil Alipour\*, Bahram Tarvirdizadeh, Alireza Hadi

Department of Mechatronics Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

\* P.O.B. 1439957131, Tehran, Iran, k.alipour@ut.ac.ir

## ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper  
Received 14 August 2016  
Accepted 08 October 2016  
Available Online 03 December 2016

## Keywords:

Rehabilitation Robot  
Admittance Control  
Integral Backstepping Control  
Model Reference Adaptive Control

## ABSTRACT

In this study, the control problem of a knee rehabilitation robot is examined. The main drawback of rehabilitation facilities, such as continuous passive motion, is the lack of feedback from the interaction force between the robot and patient leg. This means that if during the exercises an involuntary motion by patient is generated, the increased interaction force can then damage the patient's leg. The interaction force is increased because the robot tries to hold the patient's leg along the prescribed reference path. In the current paper, to realize the compliant behavior of the robot, the concept of admittance along with two control methods including adaptive model reference and integral backstepping will be utilized. Adopting admittance control method, the robot will deviate from the prescribed path so that the interaction force can be decreased. The obtained simulation results reveal the good performance of the robot even in the presence of noisy sensory data. Additionally, it has been shown that the proposed combined admittance and backstepping controller has better performance in terms of tracking error and decrease of interaction force, as compared with the model adaptive reference model.

## 1- مقدمه

توانبخشی پس از جراحی بافت‌ها و یا آسیب‌های فیزیکی مورد استفاده قرار می‌گیرند. به کمک این دستگاه‌ها، عضلات و مفاصل به صورت غیرفعال در یک صفحه مشخص حرکت داده می‌شوند. ضمن انجام این تمرین‌ها، التهاب ناحیه آسیب دیده کاهش یافته و همچنین این تمرین‌ها کمک می‌کند تا بافت‌هایی که دچار آسیب دیدگی و پارگی شده‌اند به درستی به هم اتصال یابند. این دستگاه‌ها پای بیمار را در مسیری معین و با سرعت مشخصی حرکت می‌دهند. مشکل اصلی دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال، نبود بازخورد نیرویی از وضعیت پای بیمار و نیروهای تاملی بین پای بیمار و ربات

ربات‌های تمرین‌درمانی (توانبخشی) در سال‌های اخیر به عنوان یک تکنولوژی نوین و خوش‌آئیه توجه بسیاری از دانشمندان و محققان را به خود جلب نموده‌اند. تحقیقات نشان داده است که ربات‌ها می‌توانند به خوبی در این عرصه به فیزیوتراپ‌ها کمک کنند [1]. دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال<sup>1</sup> نسل اولیه‌ی دستگاه‌های تمرین‌درمانی هستند که در طول مراحل اولیه‌ی

<sup>1</sup> Continuous Passive Motion

می‌باشد. به این معنی که اگر در حین تمرین، پای بیمار قادر به دنبال کردن مسیر معین شده از قبل نباشد، علیرغم ایجاد گشتاور مخالف حرکت، از سوی پای بیمار، ربات همچنان سعی دارد که پای فرد را در مسیر مرجع نگه دارد، که این امر منجر به افزایش نیروی تعاملی شده و می‌تواند به پای بیمار آسیب برساند. از آنجایی که استفاده از دستگاه‌های حرکت مداوم غیرفعال توام با مشکلاتی بود، نیاز به دستگاه‌هایی بود که بتوانند توانبخشی را متناسب با وضعیت بیمار انجام دهند و به صورت برخط از فرآیندهای توانبخشی بازخورد بگیرند. در سال‌های اخیر افراد مختلف در این حوزه، سعی نمودند اطلاعات مفیدتری از سیگنال‌های زیستی (سیگنال‌های ماهیچه‌ای<sup>1</sup> و مغزی<sup>2</sup>) بیمار را اخذ کرده و از آن‌ها در کنترل ربات‌های توانبخشی استفاده کنند. سیگنال‌های زیستی به طور موثر فعالیت عضلات و نحوه حرکت اندام‌های مختلف بدن را بازتاب می‌دهند [2]. بنابراین یکی از محبوب‌ترین زمینه‌های مطالعه در این حوزه، ادغام و ترکیب داده‌های مختلف موقعیت، نیرو و سیگنال‌های زیستی بیمار، در کنترل این دسته از ربات‌ها می‌باشد که باعث گردد ربات با توجه به وضعیت جسمانی بیمار، حرکت خود را تطبیق دهد. همچنین با توجه به این که، این ربات‌ها در تعامل مستقیم با بدن بیمار هستند، همواره کنترل آن‌ها به عنوان یک چالش مهم برای متخصصان این حوزه بوده است. تاکنون روش‌های مختلفی برای کنترل ربات‌ها با رویکرد توانبخشی ارائه شده است. از جمله این روش‌ها می‌توان به کنترل موقعیت [4,3]، کنترل میدان نیرو [5]، کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو [6] و کنترل امپدانس [8,7] اشاره کرد. در میان این روش‌ها کنترل ترکیبی موقعیت-نیرو و کنترل امپدانس در مقایسه با دیگر روش‌ها، موثرتر می‌باشند. کنترل هیبرید در ربات‌های آکروید [9] و لوکومات [10] به خوبی پیاده‌سازی شده است. در مقایسه با دیگر روش‌های کنترلی در ربات‌های توانبخشی کنترل امپدانس تأثیرگذارتر و انعطاف‌پذیرتر است. ربات ام-آی-تی منیوس به عنوان یکی از موارد کاملاً موفق استفاده از کنترل امپدانس در ربات‌های توانبخشی نام گرفته است [11]. ایده‌ی کنترل امپدانس نخستین بار در سال 1985 توسط نویل هوگان در [12] به صورت مدون شرح داده شد. رویکرد این الگوریتم، کنترل ربات‌های صنعتی دارای یک مجری نهایی مشخص است که در آن دینامیک تعامل ربات با محیط (و نه کنترل موقعیت یا نیرو به تنهایی) دارای اهمیت است. با توجه به وجود عدم قطعیت‌های پارامتری و نیز ساختاری در مدل‌سازی ربات‌ها و محیطی که در تعامل با آن هستند، استفاده از استراتژی کنترل تطبیقی متداول است، در این راستا کنترل امپدانس تطبیقی [13]، کنترل امپدانس مبتنی بر تقریب، و کنترل ادیمیتانس تطبیقی [14]، ارائه شده‌اند. فاتح در [15] کنترل امپدانس تطبیقی را بر روی ربات تمرین‌درمانی زانو اجرا کرده است. یکی از روش‌های کنترل تطبیقی، کنترل تطبیقی مدل مرجع می‌باشد که با توجه به امکان اثبات پایداری آن به کمک تابع کاندید لیاپانوف، این روش مورد توجه می‌باشد. در این روش، کنترلر طوری طراحی می‌شود که دینامیک حلقه بسته‌ی سیستم به مدل مرجع با پارامترهای پایدار شبیه شود. لو و منگ در مقاله [16] کارهایی از کنترل امپدانس تطبیقی ارائه داده‌اند. شریفی در [17] از کنترلر تطبیقی ادیمیتانس مدل مرجع برای کنترل ربات هپتیک دو درجه آزادی توانبخش دست بهره برده است.

کنترلر پسگام انتگرالی نیز یکی از روش‌های کنترلی می‌باشد که می‌تواند در ربات‌های توانبخشی مورد استفاده قرار گیرد. کنترلر پسگام یک روش غیرخطی به کار می‌رود. ایده‌ی این روش گسترش تابع لیاپانوف از یک سیستم ساده به سیستم‌هایی شامل متغیرهای حالت اضافه و به طور همزمان طراحی کنترلر پسخورد برای تضمین پایداری است [18]. دلیل نام‌گذاری پسگام برای این روش به خاطر خاصیت بازگشتی آن در طراحی کنترلر می‌باشد. این روش کنترلی را می‌توان به صورت تطبیقی هم طراحی نمود. در [19] از کنترلر پسگام تطبیقی بر مبنای یادگیری در ربات توانبخش 4 درجه آزادی و همچنین از این الگوریتم کنترلی در ربات 2 درجه آزادی به منظور توانبخشی دست و شانه استفاده شده است [14]. الگوریتم کنترلی پسگام انتگرالی به همراه کنترلرهای دیگر نیز استفاده می‌شود، به عنوان نمونه در مرجع [20] از یک کنترلر فازی بر مبنای کنترلر پسگام به منظور کنترل ربات توانبخشی بالاتنه استفاده شده است.

در پژوهش حاضر، برای کنترل ربات تمرین‌درمانی زانو از کنترلر پسگام انتگرالی جهت کنترل موقعیت به همراه معکوس کنترل امپدانس یعنی کنترل ادیمیتانس، استفاده شده است. بر اساس آخرین بررسی‌ها و مطالعات نویسندگان مقاله که اخیراً صورت گرفته است، استفاده از این دو نوع کنترلر در کنار یکدیگر برای اولین بار است که بر روی یک ربات توانبخش زانو پیاده‌سازی می‌شود، و نوآوری اصلی پژوهش حاضر می‌باشد. همچنین به منظور بررسی عملکرد کنترلر طراحی شده، یک کنترلر مدل مرجع تطبیقی ادیمیتانس، طراحی شده و بر روی ربات مذکور پیاده‌سازی شده است. همچنین، با کنترلر اولیه‌ی طراحی شده برای ربات مقایسه شده است. ایده‌ی اولیه‌ی کنترلر مدل مرجع تطبیقی که در پژوهش حاضر طراحی شده، از مرجع [21] گرفته شده است، که با توجه به نوع مدل‌سازی در نظر گرفته شده برای ربات و پای بیمار که در آن‌ها، اصطکاک‌های کولمب و ویسکوز نیز لحاظ شده‌اند و همچنین برخلاف مرجع [21] که به طراحی کنترلر در فضای کاری<sup>3</sup> پرداخته است، کنترلر مدل مرجع تطبیقی برای ربات توانبخش زانو در فضای مفصلی<sup>4</sup> طراحی شده است، و نوآوری دیگر پژوهش حاضر به شمار می‌آید.

ادامه‌ی این پژوهش بدین صورت است که در بخش دوم به مدل‌سازی ربات تمرین‌درمانی مفصل زانو در کنار پای بیمار پرداخته می‌شود. در بخش سوم و چهارم نیز به ترتیب طراحی قانون کنترل تطبیقی مدل مرجع و پسگام انتگرالی و تحلیل پایداری هر یک بیان می‌شود. در بخش پنجم نتایج برخی از شبیه‌سازی‌ها نشان داده شده و عملکرد کنترلرکننده‌ها مورد تحلیل قرار می‌گیرد. در انتها در بخش ششم نتیجه‌گیری از پژوهش حاضر، ارائه خواهد شد.

## 2- مدل‌سازی دینامیکی ربات و پای بیمار

در این بخش مدل‌سازی دینامیکی سیستم ارائه می‌شود. ربات تمرین‌درمانی زانو، مفصل زانو را در دامنه‌ی حرکتی زانو که بر اساس [20] بازه‌ی  $\theta_H = [-45^\circ, 90^\circ]$  می‌باشد، حرکت می‌دهد (شکل 1 را ببینید)، تا بدین ترتیب تمرینات توانبخشی محقق شوند. تمرین‌هایی که توسط این ربات انجام می‌شوند، همگی در حالت نشسته‌ی بیمار می‌باشند. بدین صورت که بیمار روی صندلی نشسته و زانوی خود را خم و راست می‌کند. در این وضعیت بازوی ربات به موازات ساق پای بیمار بوده و از طریق بستی، به بالای مچ پای بیمار متصل می‌شود و بدین صورت ربات به بدن بیمار نیروی کمکی

<sup>3</sup> Task space

<sup>4</sup> Joint space

<sup>1</sup> Electromyography

<sup>2</sup> Electroencephalography

$$\begin{cases} F_{ax} = -m_f L_{fch} a_x \\ F_{ay} = m_f g - m_f L_{fch} a_y \\ F_{ax} L_{sH} \cos \theta_H + F_{ay} L_{sH} \sin \theta_H + \tau_a = I_f^k \ddot{\theta}_H + m_f g L_{fH} \sin \theta_H \end{cases} \quad (2)$$

$$\begin{cases} F_{kx} - F_{ax} + F_b \cos \theta_H = -m_s L_{sCH} a_x \\ F_{ky} - F_{ay} - m_s g + F_b \sin \theta_H = -m_s L_{sCH} a_y \\ \tau_k + F_b L_b - \tau_x - \tau_y - \tau_a = I_s^k \ddot{\theta}_H + m_s g L_{sCH} \sin \theta_H \end{cases} \quad (3)$$

در روابط فوق  $a_x$  و  $a_y$  همچنین  $\tau_x$  و  $\tau_y$  به فرم زیر می‌باشند.

$$\begin{cases} a_x = \dot{\theta}_H^2 \sin \theta_H - \ddot{\theta}_H \cos \theta_H \\ a_y = -\dot{\theta}_H^2 \cos \theta_H - \ddot{\theta}_H \sin \theta_H \\ \tau_x = F_{ax} L_{sH} \cos \theta_H \\ \tau_y = F_{ay} L_{sH} \sin \theta_H \end{cases} \quad (4)$$

با جایگذاری روابط (2) در روابط (3)، مقدار گشتاور زانو به فرم (5) بدست

می‌آید.

$$\tau_k + F_b L_b = (I_s^k + I_f^k) \ddot{\theta}_H + (m_s L_{sCH} + m_f L_{fH}) g \sin \theta_H \quad (5)$$

در نهایت روابط گشتاوری بدست آمده برای زانو و ربات را می‌توان به فرم (6) نوشت.

$$\begin{cases} M_R \ddot{\theta}_R + G(\theta_R) = \tau_R - F_b L_b \\ M_H \ddot{\theta}_H + G(\theta_H) = \tau_k + F_b L_b \end{cases} \quad (6)$$

در این رابطه داریم:

$$\begin{cases} M_R = I_R^k \\ G(\theta_R) = m_R g L_{cR} \sin \theta_R \\ M_H = I_s^k + I_f^k \\ G(\theta_H) = (m_s L_{sCH} + m_f L_{fH}) g \sin \theta_H \end{cases} \quad (7)$$

بایستی اشاره کرد که در روابط دینامیکی مربوط به بدن انسان، پارامترهای جرم و طول و ممان‌های اینرسی اجزای بدن طبق جدول‌های استاندارد داده‌های بدن انسان<sup>1</sup> [22] جایگذاری شده‌اند.

## 2-1- مدل سازی اصطکاک

درک این مسئله اهمیت دارد که معادله‌های دینامیکی بدست آمده تاکنون، کلیه‌ی اثرات اعمال شده بر یک بازوی مکانیکی ماهر و اندام خاصی از بدن را در بر نمی‌گیرند، بلکه تنها شامل نیروهایی هستند که از مکانیک اجسام صلب حاصل می‌شوند. یکی از مهمترین منابع نیروهایی که در نظر گرفته نشده‌اند، نیروی اصطکاک است [23].

برای منطبق کردن معادله‌های دینامیکی بر واقعیت، باید مدلی از نیروهای اصطکاک را (دست کم به طور تقریبی) نیز در مدل‌سازی در نظر گرفت. یکی از مدل‌های مورد استفاده برای اصطکاک، اصطکاک ویسکوز است که در آن گشتاور حاصل از اصطکاک، با سرعت حرکت مفصل متناسب است. و به فرم (8) توصیف می‌شود.

$$\tau_{friction} = C_f \dot{\theta} \quad (8)$$

که در آن  $C_f$  ثابت اصطکاک ویسکوز می‌باشد. مدل دیگری که گاهی برای اصطکاک در نظر می‌گیرند، اصطکاک کولمب می‌باشد. مقدار این اصطکاک ثابت بوده ولی علامت آن به علامت سرعت مفصل بستگی، و با (9) بیان می‌شود.

$$\tau_{friction} = F_f \text{sign}(\dot{\theta}) \quad (9)$$

که در آن  $F_f$  ثابت اصطکاک کولمب نامیده می‌شود.

مدلی که برای اصطکاک در این پژوهش در نظر گرفته شده است و سعی شده تا مدل نسبتاً مناسبی از اصطکاک ارائه شود، هر دو نوع اصطکاک

اعمال می‌کند. همچنین فرض می‌شود که مفصل ربات و مفصل زانوی بیمار در یک راستا بوده و دارای یک محور دوران باشند. در این نوع تمرین‌ها تنها دو بخش از بدن یعنی ساق و کف پا، به حرکت در می‌آیند، بنابراین در نظر گرفتن صرفاً این دو بخش از بدن بیمار در مدل‌سازی، کافی است. به منظور مدل‌سازی رفتار عضلات و مفاصل بدن از روش مدل‌سازی دینامیکی استفاده می‌شود. در این روش، استخوان‌ها و عضلات بدن به عنوان لینک‌های صلبی که به کمک مفاصل دوار به یکدیگر متصل شده‌اند، در نظر گرفته می‌شوند، و از انعطاف پذیری عضلات و ماهیچه‌ها صرفه نظر می‌شود.

با توجه به نکات گفته شده با نوشتن معادلات تعادل نیرویی و گشتاوری برای هر سه قسمت کف پا، ساق پا و بازوی ربات، معادلات دینامیکی سیستم بدست می‌آیند. شکل 1 شماتیکی از بازوی ربات در کنار پای بیمار و بازوی ربات به تنهایی به همراه نیروهای وارد شده به آن را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل، معادلات بازوی ربات به صورت معادله (1) خواهد بود.

$$\begin{cases} F_{jx} - F_b \cos \theta_R = -m_R L_{cR} (\dot{\theta}_R^2 \sin \theta_R - \ddot{\theta}_R \cos \theta_R) \\ F_{jy} - F_b \sin \theta_R - m_R g = -m_R L_{cR} (-\dot{\theta}_R^2 \cos \theta_R - \ddot{\theta}_R \sin \theta_R) \\ \tau_R - F_b L_b = I_R^k \ddot{\theta}_R + m_R g L_{cR} \sin \theta_H \end{cases} \quad (1)$$

کلیدیه پارامترهایی که در سراسر این مقاله و همچنین استخراج معادلات دینامیکی سیستم استفاده شده است، در فهرست علائم انتهای مقاله معرفی شده‌اند. در شکل 2 نیز نیروهای وارد شده به کف پا و ساق پای بیمار نشان داده شده‌اند. با توجه به این شکل، معادلات تعادل نیرویی برای کف پای بیمار، به فرم (2) و برای ساق پای بیمار، به فرم (3) بدست می‌آیند.

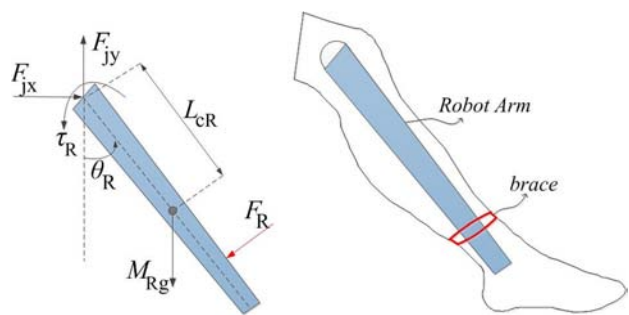


Fig. 1. Robot arm and patient leg (on the right), forces/torques applied on the robot's arm (on the left)

شکل 1 بازوی ربات و پای بیمار (سمت راست)، نیرو/گشتاورهای وارد شده به بازو (سمت چپ)

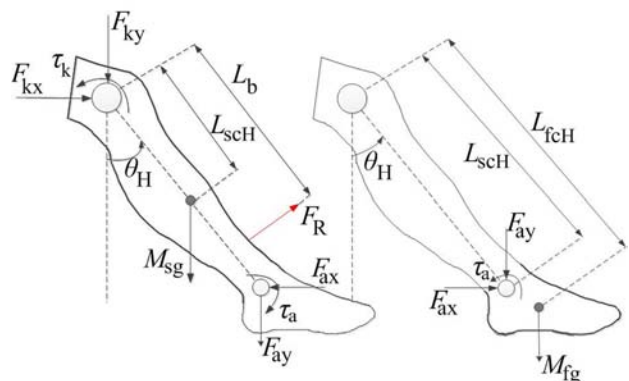


Fig. 2. Force exerted on the foot (on the right) and shank (the left)

شکل 2 نیروهای وارد شده به کف پا (سمت راست) و ساق پای بیمار (سمت چپ)

<sup>1</sup> Anthropometric

در این بخش روش پسگام برای کنترل موقعیت ربات تمرین‌درمانی زانو ارائه می‌گردد. رویکرد روش پسگام بر این اساس است که یک کنترل کننده بازگشتی با در نظر گرفتن برخی حالت‌های سیستم به عنوان ورودی مجازی، طراحی کرده و نهایتاً ورودی کنترلی واقعی برای پایدارسازی کل سیستم مورد استفاده قرار می‌گیرند [26].

با تعریف بردار حالت  $X = [\theta_H, \dot{\theta}_H, \theta_R, \dot{\theta}_R] = [x_1, x_2, x_3, x_4]$  معادلات بدست آمده برای سیستم، طبق رابطه‌ی (11) به فرم فضای حالت، به صورت (15) بازنویسی می‌شود.

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \\ \dot{x}_3 \\ \dot{x}_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2 \\ M_H^{-1}(\tau_k - \tau_{FH} + \tau_{int} - G(\theta_H)) \\ x_4 \\ M_R^{-1}(\tau_R - \tau_{FR} - \tau_{int} - G(\theta_R)) \end{bmatrix} \quad (15)$$

در رابطه‌ی (15)، گشتاورهای اصطکاکی به صورت زیر می‌باشند.

$$\begin{cases} \tau_{FH} = C_{FH}x_2 + F_{FH}\text{sign}(x_2) \\ \tau_{FR} = C_{FR}x_4 + F_{FR}\text{sign}(x_4) \end{cases} \quad (16)$$

در ادامه به روش پسگام، ورودی کنترلی که گشتاور ربات می‌باشد، طراحی می‌گردد. در گام اول خطای ردیابی به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$e_1 = x_3 - x_{3d} \quad (17)$$

مشتق خطای ردیابی عبارتست از

$$\dot{e}_1 = \dot{x}_3 - \dot{x}_{3d} = x_4 - \dot{x}_{3d} \quad (18)$$

کنترلر مجازی را به فرم (19) تعریف می‌کنیم.

$$\alpha_1 = -k_1 e_1 + \dot{x}_{3d} \quad (19)$$

به طوری که  $k_1$  مقدار ثابت و مثبتی می‌باشد.

همچنین  $e_2$  را بصورت زیر تعریف می‌کنیم.

$$e_2 = x_4 - \alpha_1 \quad (20)$$

با جایگذاری (19) و (20) در (18)، رابطه‌ی (21) حاصل می‌شود.

$$\dot{e}_1 = e_2 - k_1 e_1 \quad (21)$$

تابع کاندید لیاپانوفی برحسب  $e_1$  تعریف می‌کنیم.

$$V_1 = \frac{1}{2} e_1^T e_1 \quad (22)$$

با مشتق گیری از رابطه‌ی (22) و استفاده از (21) خواهیم داشت.

$$\dot{V}_1 = e_1^T \dot{e}_1 = e_1^T (e_2 - k_1 e_1) = e_1^T e_2 - e_1^T k_1 e_1 \quad (23)$$

بنابراین می‌توان نتیجه گرفت، سیستم توصیف شده در (23) تحت شرایطی

که  $e_2$  برابر صفر باشد، پایدار است. با توجه به این که اکنون نمی‌توان نشان داد

$e_2$  همیشه برابر صفر است یا خیر، باید سیستم کنترلی را توسعه دهیم تا

مطمئن شویم  $e_2$  برابر صفر می‌شود. بنابراین در گام دوم با مشتق گیری از

(20) و استفاده از (15) داریم:

$$\dot{e}_2 = \dot{x}_4 - \dot{\alpha}_1 = M_R^{-1}(\tau_R - C_{FR}x_4 - F_{FR}\text{sign}(x_4) - \tau_{int} - G(\theta_R)) - \dot{\alpha}_1 \quad (24)$$

تابع لیاپانوف جدیدی به صورت زیر تعریف می‌کنیم.

$$V_2 = V_1 + \frac{1}{2} e_2^T M_R e_2 \quad (25)$$

با مشتق گیری از (25) و استفاده از (20) و (24) و ساده‌سازی‌های لازم، رابطه

(26) حاصل می‌شود.

$$\begin{aligned} \dot{V}_2 = \dot{V}_1 + [-M_R \dot{\alpha}_1 + \tau_R - C_{FR} \alpha_1 \\ - F_{FR} \text{sign}(x_4) - \tau_{int} \\ - G(\theta_R)] \\ + \frac{1}{2} e_2^T [M_R - 2C_{FR}] e_2 \end{aligned} \quad (26)$$

با توجه به ویژگی 1 که قبلاً ارائه شد، مشتق تابع لیاپانوف  $V_2$  به فرم زیر

حاصل می‌شود.

ویسکوز و کولمب را شامل می‌گردد و به فرم رابطه‌ی (10) نوشته می‌شود.

$$\tau_{\text{friction}} = C_f \dot{\theta} + F_f \text{sign}(\dot{\theta}) \quad (10)$$

با اضافه نمودن مدل اصطکاکی به روابط دینامیک ربات و پای بیمار، فرم کلی معادلات به فرم کلی (11) در می‌آیند.

$$\begin{cases} M_R \ddot{\theta}_R + C_{FR} \dot{\theta}_R + F_{FR} \text{sign}(\dot{\theta}_R) + G(\theta_R) = \tau_R - F_b L_b \\ M_H \ddot{\theta}_H + C_{FH} \dot{\theta}_H + F_{FH} \text{sign}(\dot{\theta}_H) + G(\theta_H) = \tau_k + F_b L_b \end{cases} \quad (11)$$

در معادلات دینامیکی بدست آمده، مقدار  $F_b L_b$ ، معرف گشتاور تعاملی بین ربات و پای بیمار می‌باشد، که مقدار نیروی  $F_b$  در عمل به کمک سنسور نیرویی که در محل اتصال بین ربات و ساق پای بیمار قرار دارد، محاسبه می‌شود. در شبیه‌سازی‌های ارائه شده در این پژوهش، مقدار این گشتاور

تعاملی، به صورت یک سیستم فر-دمپر به فرم (12) در نظر گرفته شده است.

$$\tau_{\text{int}} = F_b L_b = C_{\text{int}} (\dot{\theta}_R - \dot{\theta}_H) + K_{\text{int}} (\theta_R - \theta_H) \quad (12)$$

تا این مرحله معادلات دینامیکی سیستم بطور کامل استخراج شد. در معادلات دینامیکی استخراج شده، ویژگی‌های زیر قابل بیان هستند.

ویژگی 1. با توجه به مرجع [25] در صورتی که فرم کلی معادلات

دینامیکی سیستم به صورت زیر باشد.

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) = \tau \quad (13)$$

ماتریس  $M - 2C$  یک ماتریس پادمتقارن می‌باشد. که در آن  $M$  ماتریس اینرسی و  $C$  ماتریس ناشی از ترم‌های کوریولیس و جانب‌مرکز می‌باشد. به طور مشابه در ربات تمرین‌درمانی زانوی مورد مطالعه در این پژوهش، باتوجه به این که فرم کلی معادلات دینامیکی ربات به صورت رابطه‌ی (13) می‌باشد. مقدار  $M_R - 2C_{FR}$  برابر صفر می‌باشد.

ویژگی 2. رابطه‌ی دینامیکی ربات را می‌توان نسبت به پارامترهای آن به

فرم خطی زیر نوشت [21].

$$\begin{aligned} \tau_R - \tau_{\text{int}} &= M_R \ddot{\theta}_R + C_{FR} \dot{\theta}_R + F_{FR} \text{sign}(\dot{\theta}_R) + G(\theta_R) \\ &= Y_R a = [\ddot{\theta}_R \quad \dot{\theta}_R \quad 1 \quad \text{sign}(\dot{\theta}_R)] [M \quad C_{FR} \quad G \quad F_{FR}]^T \end{aligned} \quad (14)$$

که  $Y_R$  بردار رگرسورها و  $a$  بردار پارامترها می‌باشند.

### 3- طراحی کنترلر پسگام به همراه کنترلر ادمیتانس

ربات تمرین‌درمانی پا، مفصل زانو را در دامنه‌ی حرکتی زانو حرکت می‌دهد تا به این ترتیب تمرینات توانبخشی محقق شوند. بنابراین ربات در این عملکرد نیاز به کنترلر موقعیت دارد. در پژوهش جاری به منظور محقق ساختن کنترلر موقعیت از روش کنترلی پسگام انتگرالی استفاده شده و به منظور کنترل نیروهای تعاملی نیز از کنترلر ادمیتانس استفاده می‌شود. بلوک دیاگرام کنترلی طراحی شده برای این حالت در شکل 3 نشان داده شده است.

#### 1-3- طراحی کنترلر پسگام انتگرالی

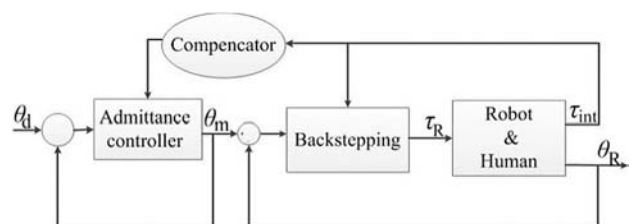


Fig. 3. Block diagram backstepping and admittance controller

شکل 3 بلوک دیاگرام کنترلر پسگام به همراه کنترلر ادمیتانس

یک ربات توانبخشی را به خوبی پیاده‌سازی کرد. ایده‌ی اصلی این روش کنترلی بر گرفته از مرجع [21] می‌باشد. در مرجع ذکر شده به طراحی کنترل تطبیقی مدل مرجع برای یک واسط هپتیکی که در فضای کاری بیان شده است، می‌پردازد، در حالی در این پژوهش به طراحی چنین کنترلی در فضای مفصلی و برای ربات توانبخش زانو می‌پردازیم.

برای آنکه بتوان برای یک سیستم غیرخطی، کنترل تطبیقی طراحی کرد، مناسب است که بر اساس رویکرد رایج، سیستم دینامیکی غیرخطی را به صورت خطی پارامتری نمود. بلوک دیاگرام کنترل تطبیقی مدل مرجع که در این پژوهش طراحی شده است، به صورت شکل 4 می‌باشد.

#### 4-1- دینامیک مدل مرجع

بر اساس تئوری کنترل تطبیقی مدل مرجع، باید مدل دینامیکی مرجع پایدار و هم مرتبه با سیستم دینامیکی ربات باشد [21]. بدین منظور برای مدل مرجع، رابطه‌ی ادمیتانسی که در بخش 2-3 به صورت رابطه‌ی (30) طراحی شد و به تفصیل بیان گردید، در نظر گرفته می‌شود.

#### 4-2- کنترلر و قانون تطبیق پارامترها

قانون کنترل تطبیقی طبق معادله‌ی (33) به صورت زیر نوشته می‌شود.

$$\tau_R = \hat{M}\ddot{\theta}_r + \hat{C}\dot{\theta}_r + \hat{F}\text{sign}(\dot{\theta}_r) + \hat{G}(\theta_R) - K_D S + \tau_{\text{int}} \quad (33)$$

کمیت‌های مشخص شده با علامت  $\wedge$  مقادیر تخمین زده شده‌ی آن‌ها را نشان می‌دهد. همچنین  $S$  سطح لغزش و  $\theta_r$  به عنوان سرعت مرجع تعریف می‌شوند و طبق رابطه‌ی (34) نوشته می‌شوند.

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_r &= \dot{\theta}_m - \lambda e \\ S &= \dot{e} + \Lambda e \end{aligned} \quad (34)$$

$\Lambda$  اسکالاری مثبت می‌باشد. خطای  $e$  به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$e = \theta_R - \theta_m \quad (35)$$

رابطه‌ی (33) را می‌توان برحسب پارامترها به صورت خطی زیر نوشت:

$$\tau_R = Y_r \hat{a} - K_D S + \tau_{\text{int}} \quad (36)$$

که در آن  $\hat{a}$  بردار پارامترها و  $Y_r$  بردار رگرسورها می‌باشند، و به صورت (37) تعریف می‌شوند.

$$\begin{cases} Y_r = [\dot{\theta}_r & \theta_r & 1 & \text{sign}(\dot{\theta}_R)] \\ \hat{a} = [\hat{M} & \hat{C} & \hat{G} & \hat{F}]^T \end{cases} \quad (37)$$

حال قانون به‌روز شدن پارامترها را به صورت زیر تعریف می‌کنیم:

$$\dot{\hat{a}} = -\Gamma Y_r^T S \quad (38)$$

به طوری که  $\Gamma$  ماتریسی متقارن و مثبت معین می‌باشد.

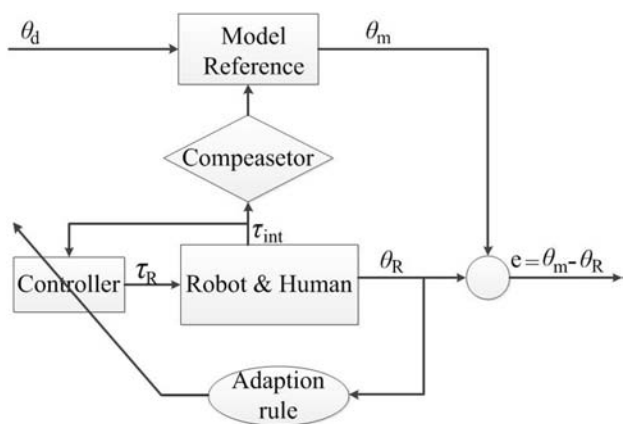


Fig.4 block diagram model reference controller

شکل 4 بلوک دیاگرام کنترل تطبیقی مدل مرجع

$$\dot{V}_2 = \dot{V}_1 + -M_R \dot{\alpha}_1 + \tau_R - C_{FR} \alpha_1 - F_{FR} \text{sign}(x_4) - \tau_{\text{int}} - G(\theta_R) \quad (27)$$

سیگنال کنترلی را به صورت (28) انتخاب می‌کنیم.

$$\tau_R = M_R \dot{\alpha}_1 + C_{FR} \alpha_1 + F_{FR} \text{sign}(x_4) + \tau_{\text{int}} + G(\theta_R) - e_1 - k_2 e_2 \quad (28)$$

در رابطه‌ی فوق  $k_2$  پارامتری ثابت و مثبت می‌باشد. با انتخاب این سیگنال کنترلی مشتق تابع لیاپانوف  $V_2$  منفی معین می‌شود.

$$\dot{V}_2 = -k_1 e_1^T e_1 - k_2 e_2^T e_2 \quad (29)$$

با توجه به مثبت بودن پارامترهای  $k_1$  و  $k_2$ ، منفی معین بودن  $\dot{V}_2$  محقق می‌شود. بنابراین با گذشت زمان و میل کردن زمان به سمت بینهایت، تابع لیاپانوف  $V_2$  به سمت صفر میل می‌کند. همچنین  $e_2$  و خطای ردیابی  $e_1$  به سمت صفر میل خواهند کرد، بنابراین مسیر مطلوب توسط ربات دنبال می‌شود. پایداری سیستم نیز تضمین می‌شود.

#### 4-3- طراحی کنترلر ادمیتانسی

در صورتی که در حین حرکت دادن پا به کمک ربات، حرکتی غیرارادی در پای بیمار به وجود آید که در اثر این حرکت نیروی تعاملی بین ربات و پای بیمار بزرگ شود، امکان آسیب دیدن بیمار افزایش می‌یابد. به منظور کنترل نیروی تعاملی در این بخش از پژوهش حاضر، از معکوس کنترل امپدانس یعنی ایده‌ی کنترل ادمیتانس استفاده می‌شود. به این ترتیب که از نیروی تعاملی بین ربات و پای بیمار بازخورد گرفته می‌شود و متناسب با آن انحرافی در مسیر مرجع ایجاد می‌گردد که نتیجه‌ی آن کم شدن نیروی تعاملی می‌باشد.

همان طور که در شکل 3 نشان داده شده است، قبل از این که نیروی تعاملی اندازه‌گیری شده وارد بلوک کنترل ادمیتانس شود، از بلوک جبران‌ساز گرانش عبور می‌کند. این کار باعث می‌شود که صرفاً فقط نیروی ناشی از ماهیچه‌های پای بیمار که باعث ایجاد حرکت غیرارادی شده‌اند، شناسایی شوند. به منظور تعاملی نرم بین ربات و پای بیمار مدل در نظر گرفته شده برای کنترلر ادمیتانسی به صورت یک سیستم جرم-فنر-دمپر به فرم (30) می‌باشد.

$$M_m \ddot{\theta} + C_m \dot{\theta} + K_m \theta = \hat{\tau}_{\text{int}}, \quad \bar{\theta} = \theta_d - \theta_m \quad (30)$$

که در این رابطه،  $\theta_d$  مسیر مطلوب فیزیوتراپ بوده و  $\theta_m$  خروجی مدل مرجع است. همچنین ضرایب امپدانس که با اندیس  $M_m$ ،  $C_m$ ،  $K_m$  مشخص شده‌اند به ترتیب بیانگر مقادیر مطلوب برای اینرسی، میرایی لزجی و سختی فنری هستند. همچنین:

$$\hat{\tau}_{\text{int}} = \tau_{\text{int}} - \tau_{\text{comp}} \quad (31)$$

در رابطه‌ی فوق  $\tau_{\text{int}}$  گشتاور تعاملی بوده و  $\tau_{\text{comp}}$  گشتاور جبران‌ساز ناشی از عواملی همچون نیروی گرانش می‌باشد و به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\tau_{\text{comp}} = G(\theta_H) \quad (32)$$

#### 4-4- طراحی کنترلر تطبیقی مدل مرجع

در این پژوهش، به منظور کنترل ربات از رویکرد کنترل تطبیقی مدل مرجع<sup>1</sup> استفاده می‌گردد، به دلیل این که تحلیل پایداری کنترل‌های تطبیقی مدل مرجع به راحتی با استفاده از ابزارهایی همانند مفهوم پایداری لیاپانوف صورت می‌پذیرد. از طرفی دیگر، در این ساختار می‌توان در مدل مرجع، یک مدل امپدانسی / ادمیتانسی تعریف کرد که به واسطه‌ی آن بتوان ایده‌های مطرح در

<sup>1</sup> Model Reference Adaptive Control

## 3-4- اثبات پایداری

به منظور اثبات پایداری قانون کنترلی ارائه شده در رابطه‌ی (33)، تابع لیپانوفی به صورت زیر در نظر گرفته می‌شود.

$$V = \frac{1}{2} S^T M_R S + \frac{1}{2} \tilde{a}^T \Gamma^{-1} \tilde{a} \quad (39)$$

که در آن  $\tilde{a}$  بردار خطای تخمین پارامترها است، که به صورت رابطه‌ی (40) می‌باشد.

$$\tilde{a} = [(\hat{M} - M_R) \quad (\hat{C} - C_{FR}) \quad (\hat{G} - G) \quad (\hat{F} - F_{FR})]^T \quad (40)$$

برای تحقق پایداری سیستم باید مشتق اول تابع لیپانوف، منفی معین باشد. بدین منظور بایستی در ابتدا مشتق تابع لیپانوف محاسبه شود.

$$\dot{V} = S^T M_R \dot{S} + \frac{1}{2} S^T \dot{M}_R S + \hat{a}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{a}} \quad (41)$$

رابطه‌ی فوق با فرض این که تغییرات پارامترهای ربات نسبت به زمان ثابت می‌باشند، یعنی  $\dot{\tilde{a}} = \hat{\tilde{a}}$  نوشته شده است. از طرفی با استفاده از رابطه‌های (34) و (35) می‌توان مشتق سطح لغزش را به فرم (42) نوشت.

$$\dot{S} = \dot{\theta}_R - \dot{\theta}_T \quad (42)$$

حال با استفاده از رابطه‌ی (42)، مشتق تابع لیپانوف را می‌توان به فرم زیر بازنویسی نمود.

$$\dot{V} = S^T (M_R \dot{\theta}_R - M_R \dot{\theta}_T) + \frac{1}{2} S^T \dot{M}_R S + \hat{a}^T \Gamma^{-1} \tilde{a} \quad (43)$$

با استفاده از مدل ربات و جایگذاری کنترل طراحی شده طبق رابطه‌ی (33) و استفاده از ویژگی 1 ( $\dot{M} - 2C = 0$ ) همچنین اندکی ساده‌سازی روابط، مشتق تابع لیپانوف به صورت رابطه‌ی زیر بدست می‌آید.

$$\dot{V} = S^T Y_r \tilde{a} - S^T K_D S + \hat{a}^T \Gamma^{-1} \tilde{a} = (S^T Y_r + \hat{a}^T \Gamma^{-1}) \tilde{a} - S^T K_D S \quad (44)$$

با توجه به قانون تطبیق ارائه شده در رابطه‌ی (38) معلوم می‌شود که مشتق تابع لیپانوف ارائه شده در رابطه‌ی (44) می‌تواند یک عبارت نیمه معین منفی باشد، بدین منظور جهت اثبات پایداری باید مشتق دوم تابع لیپانوف نیز محاسبه شده و از لم باربلات استفاده شود.

لم باربلات ماهیتی ریاضی دارد و بیان می‌کند که اگر نشان داده شود که تابع لیپانوف، در زمان بینهایت حد داشته و مشتق دوم آن نیز محدود باشد، آن‌گاه می‌توان نتیجه گرفت که مشتق اول آن در گذر زمان به سمت صفر میل خواهد کرد. در اثر این اتفاق، خطای  $e$  به سمت صفر میل کرده و پایداری سیستم تضمین می‌شود. برای سیستم مورد بحث در این پژوهش با توجه به اینکه مشتق تابع لیپانوف  $\dot{V} \leq 0$  می‌توان نتیجه گرفت که  $\dot{V} \leq v_0$  می‌باشد، بنابراین عبارت‌های  $S$  و  $\tilde{a}$  محدود می‌باشند. از طرفی با قرار دادن معادله‌ی کنترل طراحی شده طبق رابطه‌ی (33) در معادلات دینامیکی ربات، می‌توان مشتق سطح لغزش را بصورت رابطه‌ی زیر نتیجه گرفت.

$$\dot{S} = M_R^{-1} (Y_r \tilde{a} - (C_R - K_D) S) \quad (45)$$

که با توجه به محدود بودن پارامترهای  $S$  و  $\tilde{a}$ ، و همچنین غیر صفر بودن اینرسی ربات، می‌توان نتیجه گرفت که مشتق سطح لغزش نیز پارامتری محدود می‌باشد. بنابراین مشتق دوم تابع لیپانوف که به صورت زیر محاسبه می‌شود، عبارتی کران‌دار می‌باشد.

$$\ddot{V} = -2S^T K_D S \quad (46)$$

بنابراین مطابق لم باربلات خطای  $e$  به سمت صفر میل کرده و پایداری سیستم تضمین می‌شود.

## 5- نتایج شبیه سازی

در این بخش سیستم دینامیکی ربات تمرین‌درمانی به همراه کنترلهای مدل

مرجع تطبیقی و همچنین پسگام با کنترل ادمیتانس، که در بخش‌های قبل طراحی شده‌اند، شبیه‌سازی می‌شوند. در این شبیه‌سازی‌ها به منظور مقایسه‌ی صحیح و ایده‌آل بین کنترلهای طراحی شده، بهره‌های کنترلهای در بهترین شرایط عملکردی آن‌ها انتخاب شده‌اند. برای رسیدن به بهترین شرایط عملکردی تابع هزینه‌ای به فرم زیر تعریف شده است که بهترین عملکرد کنترلهای با حداقل کردن این تابع هزینه و همچنین عدم وجود جهش‌های ناگهانی در سیگنال‌های کنترلی سنجیده و محاسبه شده‌اند.

$$J = \int \tau_{int}^2(t) dt + 100 \int e^2(t) dt \quad (47)$$

جهت انتخاب مناسب ضرایب، مجموعه‌ای از اعداد به عنوان ضرایب انتخاب گردید و هر بار به ازای اعدادی از این مجموعه، تابع هزینه محاسبه شد، همزمان، سیگنال کنترلی نیز مشاهده گردید، سپس آن دسته اعدادی که تابع هزینه را کمینه نموده و همزمان باعث ایجاد کمترین جهش‌های ناگهانی در سیگنال کنترلی شدند، به عنوان بهترین دسته‌ی اعداد انتخاب شد. حدود 50 دسته‌ی اعداد مورد بررسی قرار داده شد، و در بررسی‌هایی که صورت پذیرفت با توجه به اهدافی که در انتخاب ضرایب ذکر شد و لحاظ گردید، ضرایب در کنترل مدل مرجع به صورت  $K_D = \Lambda = \Gamma = 30$  و در کنترل پسگام به صورت  $K_1 = K_2 = 22$  تشخیص داده شدند. لازم به ذکر است که جواب‌های بدست آمده برای ضرایب کنترلهای، بهترین جواب در فضای جست‌وجوی در نظر گرفته شده توسط نویسندگان مقاله می‌باشد، و می‌تواند جواب‌های بهتر دیگری نیز خارج از مجموعه‌ی اعداد در نظر گرفته شده، داشته باشند. سیگنال‌های کنترلی در این شرایط به صورت شکل 5 می‌باشند.

در همه‌ی شبیه‌سازی‌ها به منظور مقایسه‌ی بهتر عملکرد کنترل کننده‌ها مقادیر پارامترهای مدل ادمیتانسی در کنترل مدل مرجع تطبیقی و پارامترهای مدل ادمیتانسی در کنترل پسگام به همراه مدل ادمیتانس، به صورت یکسان انتخاب شده‌اند.

مقدار پارامترهای در نظر گرفته شده برای مدل دینامیکی ربات و همچنین پای بیمار در شبیه‌سازی‌ها با توجه به داده‌های جدول‌های داده‌های بدن انسان [22]، به صورت جدول 1 در نظر گرفته شده‌اند، که در آن  $M$  و  $H$  به ترتیب جرم بیمار و قد بیمار می‌باشد، که در این جا جرم بیمار 75 kg و قد آن 170 سانتی‌متر در نظر گرفته شده است.

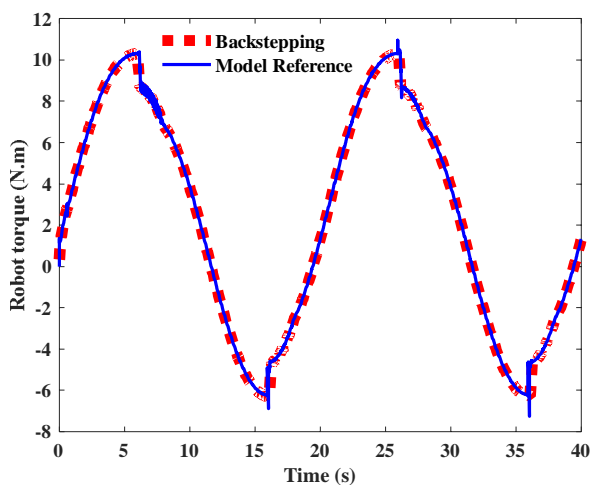


Fig. 5 Signal control in model reference and backstepping control

شکل 5 سیگنال کنترلی در کنترلهای مدل مرجع و پسگام



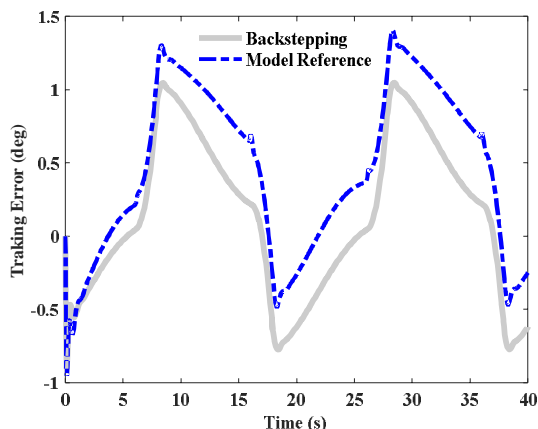


Fig. 7 Tracking error in model reference and backstepping control

شکل 7 خطای دنبال کردن مسیر در هر دو کنترلر مدل مرجع تطبیقی و پسگام با کنترلر ادیمیتانس

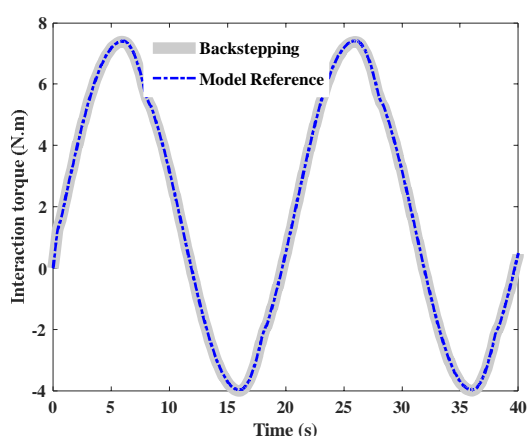


Fig. 8 Interaction torque in model reference and backstepping control

شکل 8 گشتاور تعاملی در دو کنترلر مدل مرجع تطبیقی و پسگام با کنترلر ادیمیتانس

شکل 9 به خوبی مشخص است که نیروی تعاملی در این حالت نسبت به حالت قبل که مدل ادیمیتانسی حذف شده بود، کاهش یافته است. دلیل این کاهش، انحراف ربات از مسیر طراحی شده توسط فیزیوتراپیست می‌باشد که به علت وجود مدل ادیمیتانسی می‌باشد و در شکل 10 نشان داده شده است. بنابراین کنترلر ادیمیتانسی به خوبی توانسته نیروی تعاملی را کاهش داده و از ایجاد صدمه‌ای احتمالی در پای بیمار جلوگیری نماید.

به منظور بررسی کارایی بیشتر کنترلرها، عملکرد کنترلرهای طراحی شده، در حضور نویز اندازه‌گیری نیز بررسی شده است. فرض شده که نیروی تعاملی اندازه‌گیری شده بین ربات و پای بیمار که در عمل به کمک سنسور نیرو اندازه‌گیری می‌شود با نویز همراه باشد. برای این منظور در کنترلرهای طراحی شده به گشتاور مدل شده به عنوان گشتاور تعاملی، نویز با میانگین صفر و واریانس 2 اضافه شده و عملکرد کنترلرها مجدداً مورد بررسی و شبیه‌سازی قرار گرفته است. شکل 11 گشتاور تعاملی و شکل 12 خطای پیروی ربات از مسیر مرجع اولیه را در این حالت نشان می‌دهد. به دلیل نزدیکی بسیار زیاد پیروی ربات از مسیر مرجع طراحی شده در هر دو کنترلر مدل مرجع تطبیقی و پسگام، و به منظور بررسی دقیق‌تر، نمودار خطای دنبال کردن مسیر نیز آورده شده است.

همانطور که مشخص است خطا کم بوده و در بیشترین مقدار، کمتر از 2.5 درجه در یک مسیر بازه‌ای  $[-45^\circ, 90^\circ]$  است. (2.5 درجه در 135 درجه)

جدول 1 پارامترهای ربات و بیمار استفاده شده در شبیه‌سازی‌ها

پارامتر	مقدار	پارامتر	مقدار
$L_{SH}$	$0.246H$	$m_R$	1 kg
$L_{SCH}$	$0.433L_{SH}$	$L_R$	$L_{SH}$
$L_{FH}$	$0.0706H$	$L_{CR}$	$L_R/2$
$L_{fCH}$	$\approx 0.246H$	$I_R$	$(m_R \cdot L_R^2)/12$
$m_f$	$0.0148M$	$C_{fR}$	0.1
$m_s$	$0.0465M$	$F_{fR}$	0.8
$I_s$	$m_s(0.302L_{SH})^2$	$L_b$	$0.9L_{SH}$
$I_f$	$m_f(0.475L_{FH})^2$	$K_{int}$	9
$C_{fH}$	0.1	$C_{int}$	0.4
$F_{fH}$	0.8		

در ابتدا نحوه‌ی پیروی ربات از مسیر طراحی شده توسط فیزیوتراپ در هر دو کنترلر بررسی شده است، به دلیل رفتار تقریباً مشابه کنترلرها در دنبال کردن مسیر طراحی شده، به منظور مقایسه‌ی بهتر آن‌ها با یکدیگر خطای دنبال کردن مسیر نیز آورده شده است. شکل 6، نشان دهنده‌ی نمودار مسیر فرضی طراحی شده توسط فیزیوتراپ، همچنین مسیر حاصل شده از اعمال کنترلرهای مدل مرجع تطبیقی و پسگام با کنترلر ادیمیتانس هستند. همانطور که دیده می‌شود، هر سه نمودار تقریباً روی هم هستند و خطای مسیرهای حاصل شده از اعمال کنترلرها نسبت به مسیرهای طراحی شده توسط فیزیوتراپ در شکل 7 نشان داده شده است، همانطور که مشخص است خطا بسیار کم و در بیشترین حالت کمتر از 2 درجه در یک مسیر بازه‌ای  $[-45^\circ, 90^\circ]$  است (2 درجه در 135 درجه). همچنین گشتاور تعاملی ناشی از اعمال هر دو کنترلر در شکل 8 نشان داده شده است.

در این بخش، هدف بررسی اثر وجود و عدم وجود کنترلر ادیمیتانسی روی جبران نیروی تعاملی در اثر حرکت غیر ارادی در پای بیمار است. فرض کنید که ربات در هر دو نوع کنترلر مدل مرجع و همچنین کنترلر پسگام به همراه کنترلر ادیمیتانسی، فاقد مدل ادیمیتانسی باشند و در چنین شرایطی، یک حرکتی غیرارادی در پای بیمار به وجود آید. این حرکت غیر ارادی که با  $\tau_R$  در شکل 9 مشخص شده است، در بازه‌ی زمانی  $25 < t < 27$  فعال می‌شود. رفتار کنترلرها نشان می‌دهد که در صورت عدم وجود کنترلر ادیمیتانسی نیروی تعاملی زیاد می‌شود. سپس به کنترلرها، مدل ادیمیتانسی نیز اضافه شده، و سیستم دوباره مورد شبیه‌سازی قرار می‌گیرد که با توجه به

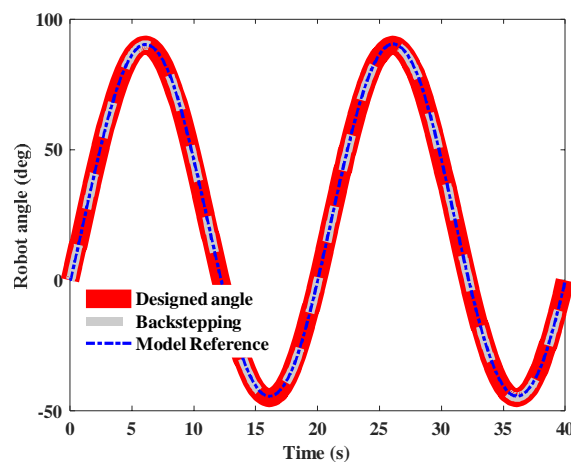


Fig. 6 Trajectory tracking in model reference and backstepping control

شکل 6 پیروی ربات از مسیر مرجع در هر دو کنترلر مدل مرجع تطبیقی و پسگام با کنترلر ادیمیتانس

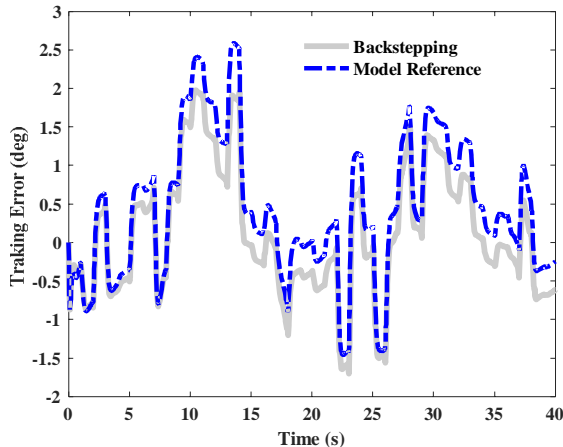


Fig. 12 Tracking error in the presence of noisy sensor data

شکل 12 خطای پیروی ربات از مسیر با وجود نویز

### 6- نتیجه گیری

در پژوهش حاضر، ابتدا مدل‌سازی ربات یک درجه آزادی توانبخشی زانو ارائه شد، سپس دو کنترلر مجزای مدل مرجع تطبیقی و پسگام به همراه مدل ادیمیتانسی برای ربات طراحی شد. در هر دو کنترلر طراحی شده از مدل ادیمیتانسی استفاده شده است، که هدف از این کار، رسیدن به رفتار نرم ربات با بیمار و کاهش نیروی تعاملی بین ربات و پای بیمار بود. این امر احتمال آسیب رسیدن به بیمار در اثر افزایش ناگهانی نیروی تعاملی را کاهش می‌دهد. بلوک کنترل ادیمیتانس این کار را با اصلاح مسیر حرکتی ربات محقق می‌سازد. در اولین کنترلر طراحی شده، به منظور دنبال کردن مسیر اصلاحی تولید شده توسط کنترلر ادیمیتانسی از کنترلر پسگام استفاده شد. همچنین در کنترلر مدل مرجع تطبیقی، بر اساس طراحی سیستم‌های مدل مرجع تطبیقی که بر پایه‌ی تئوری لیاپانوف استوار است، کنترلر طراحی شد. ربات مجهز به کنترلر پسگام به همراه کنترلر ادیمیتانس به پای بیمار متصل شد. به منظور بررسی کارایی کنترلرهای طراحی شده در هنگام افزایش ناگهانی نیروی تعاملی، گشتاور برای ماهیچه‌های زانوی بیمار در نظر گرفته شد، تا حین تمرین دادن پای بیمار به کمک ربات، به صورت ناگهانی و در زمانی خاص فعال شود، بدین ترتیب حرکت غیر ارادی در پای بیمار را شبیه‌سازی نمودیم. در ساختار کنترلرها، از جبران‌ساز گرانس نیز استفاده شد تا به این ترتیب، صرفاً نیروی ناشی از ماهیچه‌ها وارد بلوک ادیمیتانسی شود، رفتار هر دو کنترلر در این حالت تقریباً مشابه و مطلوب ارزیابی شد، که با کاهش نیروی تعاملی همراه می‌باشند. در بخش دیگری از این پژوهش، فرض شد که نیروی تعاملی، که در عمل به کمک سنسور بدست می‌آید با نویز همراه باشد. رفتار کنترلرهای طراحی شده، در حضور نویز نیز بررسی شد و رفتار هر دو کنترلر تقریباً مشابه یکدیگر بود و تفاوت آن‌ها در خطای پیروی ربات از مسیر بود. در مقایسه‌ی عملکرد کنترلرها نسبت به یکدیگر با توجه به کمتر بودن خطای پیروی ربات از مسیر طراحی شده توسط کارشناس فیزیوتراپی، همچنین نبود جهش‌های ناگهانی در سیگنال کنترلی تولید شده، نشان از عملکرد بهتر کنترلر پسگام به همراه مدل ادیمیتانسی نسبت به کنترلر مدل مرجع تطبیقی ادیمیتانسی دارد. خطای پیروی ربات از مسیر در کنترلر مدل مرجع تطبیقی نسبت به کنترلر پسگام حدود 25% بیشتر می‌باشد، همچنین گشتاور تعاملی نیز در مدل مرجع تطبیقی حدود 2% از کنترلر پسگام بیشتر است.

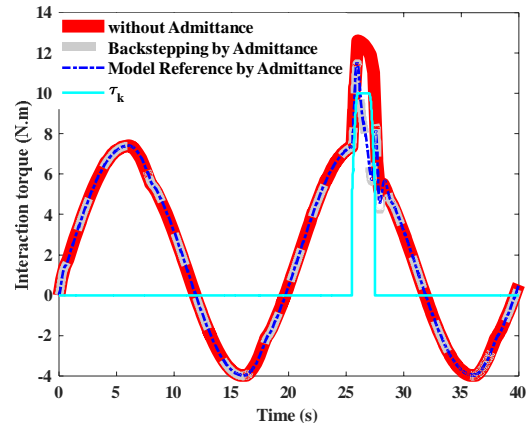


Fig. 9 Interaction torque with admittance control and without it despite involuntary movement of the patient leg

شکل 9 گشتاور تعاملی در حضور کنترلر ادیمیتانس و عدم حضور آن و وجود حرکت غیرارادی در پای بیمار

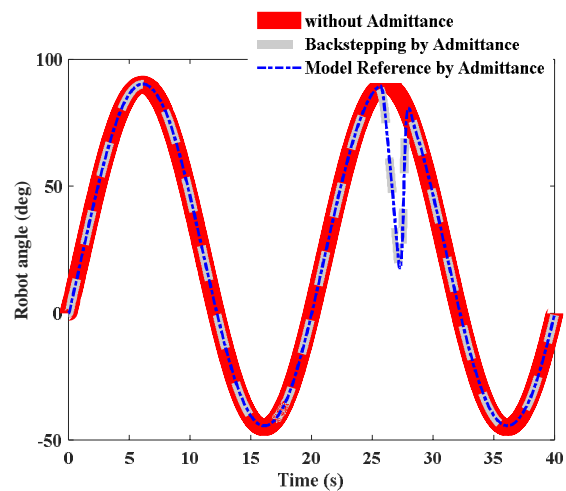


Fig. 10 Robot angle with control admittance and without it in the presence of involuntary movement of the patient leg

شکل 10 زاویه‌ی ربات در حضور کنترلر ادیمیتانس و عدم حضور آن و وجود حرکت غیرارادی در پای بیمار

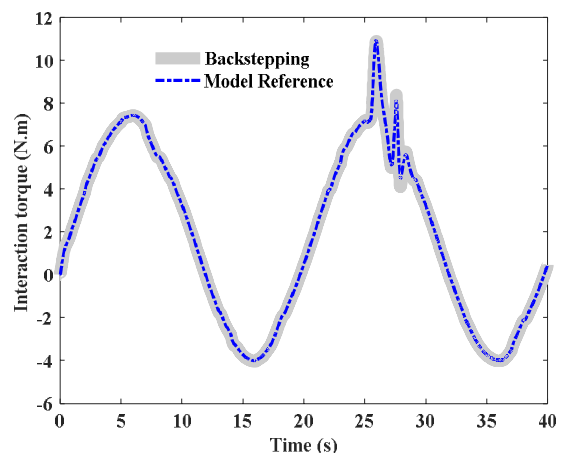


Fig. 11 Interaction torque despite involuntary movement and noise

شکل 11 گشتاور تعاملی در حالت وجود نویز و همچنین حرکت غیرارادی در پای بیمار



## 7- فهرست علائم

- 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, Noordwijk, Netherlands, June 12-15, 2007.
- [6] M.-S. Ju, C.-C. Lin, D.-H. Lin, I.-S. Hwang, S.-M. Chen, A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: hybrid fuzzy control of rehabilitation robot, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, pp. 349-358, 2005.
- [7] E. Akdoğan, M. A. Adli, The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot, *Mechatronics*, Vol. 21, No. 3, pp. 509-522, 2011.
- [8] G. Xu, A. Song, H. Li, Control system design for an upper-limb rehabilitation robot, *Advanced Robotics*, Vol. 25, No. 1-2, pp. 229-251, 2011.
- [9] V. Jain, *Design and control of active knee rehabilitation orthotic device (AKROD)*, PhD Thesis, Northeastern University, 2009.
- [10] A. Duschau-Wicke, J. v. Zitzewitz, L. Lünenburger, R. Riener, Patient-driven cooperative gait training with the rehabilitation robot lokomat, *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, Antwerp, Belgium, November 23-27, 2008.
- [11] H. I. Krebs, M. Ferraro, S. P. Buerger, M. J. Newbery, A. Makiyama, M. Sandmann, D. Lynch, B. T. Volpe, N. Hogan, Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, Vol. 1, No. 1, pp. 1, 2004.
- [12] N. Hogan, Impedance control: An approach to manipulation: Part II—Implementation, *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, Vol. 107, No. 1, pp. 8-16, 1985.
- [13] R. Riener, L. Lünenburger, 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*, Vol. 13, No. 3, pp. 380-394, 2005.
- [14] K. P. Tee, R. Yan, H. Li, Adaptive admittance control of a robot manipulator under task space constraint, *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, Anchorage, Alaska, May 3-8, 2010.
- [15] M. M. Fateh, V. Khoshdel, Voltage-based adaptive impedance force control for a lower-limb rehabilitation robot, *Advanced Robotics*, Vol. 29, No. 15, pp. 961-971, 2015.
- [16] W.-S. Lu, Q.-H. Meng, Impedance control with adaptation for robotic manipulations, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 7, No. 3, pp. 408-415, 1991.
- [17] M. Sharifi, S. Behzadipour, G. Vossoughi, Model reference adaptive impedance control in Cartesian coordinates for physical human-robot interaction, *Advanced Robotics*, Vol. 28, No. 19, pp. 1277-1290, 2014.
- [18] M. Navabi, S. Soleymanpour, Standard and Robust Backstepping Control of a Spacecraft with Inertial Uncertainty (revision), *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, No. 16, pp. 112-124, 2015. (in Persian فارسی)
- [19] R. Lu, Z. Li, C.-Y. Su, A. Xue, Development and learning control of a human limb with a rehabilitation exoskeleton, *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Vol. 61, No. 7, pp. 3776-3785, 2014.
- [20] E. Akdoğan, E. Taçgın, M. A. Adli, Knee rehabilitation using an intelligent robotic system, *Journal of Intelligent Manufacturing*, Vol. 20, No. 2, pp. 195-202, 2009.
- [21] M. Sharifi, S. Behzadipour, G. Vossoughi, Nonlinear model reference adaptive impedance control for human-robot interactions, *Control Engineering Practice*, Vol. 32, pp. 9-27, 2014.
- [22] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, Fourth Edition, pp. 82-105, New York: John Wiley & Sons, 2009.
- [23] J. J. Craig, *Introduction to Robotics: Mechanics and Control*, Thirteenth Edition, pp. 188-189, New York: Pearson Prentice Hall Upper Saddle River, 2005.
- [24] J. Wu, J. Gao, R. Song, R. Li, Y. Li, L. Jiang, The design and control of a 3DOF lower limb rehabilitation robot, *Mechatronics*, Vol. 33, pp. 13-22, 2016.
- [25] J.-J. E. Slotine, W. Li, *Applied Nonlinear Control*, pp. 77-80, New York: prentice-Hall Englewood Cliffs, 1991.
- [26] M. A. Tofigh, M. J. Mahjoob, M. Ayati, Feedback Linearization and BackStepping controller aimed at position tracking for novel five-rotor UAV, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 15, No. 9, pp. 247-254, 2015. (in Persian فارسی)
- m/s<sup>2</sup> ثابت شتاب گرانش  $g$
- kg جرم بازوی ربات  $m_R$
- kg جرم ساق پای بیمار  $m_s$
- kg جرم کف پای بیمار  $m_f$
- deg زاویه بازوی ربات  $\theta_R$
- deg زاویه زانوی پای بیمار  $\theta_H$
- Nm ضریب اصطکاک کولمب زانوی بیمار  $F_{fH}$
- Nm ضریب اصطکاک کولمب مفصل ربات  $F_{fR}$
- Ns ضریب اصطکاک ویسکوز زانوی بیمار  $C_{fH}$
- Ns ضریب اصطکاک ویسکوز مفصل ربات  $C_{fR}$
- m طول بازوی ربات  $L_R$
- m فاصله محل اتصال تا مفصل زانو  $L_b$
- m فاصله مچ پا تا مفصل زانو  $L_{SH}$
- m فاصله مرکز جرم بازوی ربات تا مفصل زانو  $L_{cR}$
- m فاصله مرکز جرم ساق پا تا مفصل زانو  $L_{sCH}$
- m فاصله مرکز جرم کف پا تا مفصل زانو  $L_{fCH}$
- Nm گشتاور بین کف پا و ساق پا  $\tau_a$
- Nm گشتاور تعاملی بین ربات و پای بیمار  $\tau_{int}$
- Nm گشتاور ربات  $\tau_R$
- Nm گشتاور ناشی از ماهیچه‌های متصل به زانو  $\tau_k$
- deg مسیر خروجی از کنترلر آدمیتانس  $\chi_{3d}$
- kgm<sup>2</sup> ممان اینرسی بازوی ربات حول محور مفصل ربات  $I_R^k$
- kgm<sup>2</sup> ممان اینرسی بازوی ربات حول محور مفصل ربات  $M_R$
- kgm<sup>2</sup> ممان اینرسی ساق پای بیمار حول محور مفصل ربات  $I_s^k$
- kgm<sup>2</sup> ممان اینرسی ساق و کف پای بیمار با هم حول محور مفصل ربات  $M_H$
- kgm<sup>2</sup> ممان اینرسی کف پای بیمار حول محور مفصل زانو  $I_f^k$
- N نیروی افقی بین ساق پا و ران پا  $F_{kx}$
- N نیروی افقی بین کف پا و ساق پا  $F_{ax}$
- N نیروی افقی ناشی از عملگر  $F_{jx}$
- N نیروی تعاملی بین ربات و پای بیمار  $F_b$
- N نیروی عمودی بین ساق پا و ران پا  $F_{ky}$
- N نیروی عمودی بین کف پا و ساق پا  $F_{ay}$
- N نیروی عمودی ناشی از عملگر  $F_{jy}$
- N نیروی ناشی از وزن ربات  $M_{Rg}$
- N نیروی ناشی از وزن ساق پا  $M_{sg}$
- N نیروی ناشی از وزن کف پا  $M_{fg}$

## 8- مراجع

- [1] C. G. Burgar, P. S. Lum, P. C. Shor, H. M. Van der Loos, Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 37, No. 6, pp. 663-674, 2000.
- [2] W. Meng, Q. Liu, Z. Zhou, Q. Ai, B. Sheng, S. S. Xie, Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation, *Mechatronics*, Vol. 31, pp. 132-145, 2015.
- [3] S. Moughamir, J. Zaytoon, N. Manamanni, L. Afilal, A system approach for control development of lower-limbs training machines, *Control Engineering Practice*, Vol. 10, No. 3, pp. 287-299, 2002.
- [4] D. Bradley, C. Acosta-Marquez, M. Hawley, S. Brownsell, P. Enderby, S. Mawson, NeXOS—The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs, *Mechatronics*, Vol. 19, No. 2, pp. 247-257, 2009.
- [5] S. K. Banala, S. K. Agrawal, J. P. Scholz, Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients, *IEEE*