



Designing and Implementation of an Online Control Interface for Knee Prosthesis Based on Electromyography Signals

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Jannati Sh.¹ MSc,
Ayati M.^{*1} PhD,
Yousefikoma A.¹ PhD

How to cite this article

Jannati Sh, Ayati M, Yousefikoma A. Designing and Implementation of an Online Control Interface for Knee Prosthesis Based on Electromyography Signals. Modares Mechanical Engineering. 2020;20(6):1435-1448.

ABSTRACT

The goal of this paper is to design an online control interface for knee prosthesis based on the electromyography (EMG) signals of active thigh muscles. According to the time dependent nature of electromyography signals, translating such signals into precise commands in practical applications is a challenge for scientists. First stage for designing an online control interface is to design and implement a test setup for examining the proposed online control interface. To serve this purpose, active knee prosthesis is designed and manufactured using an elastic actuator mechanism. In order to measure the EMG signals, active muscles were detected based on the fundamental of muscles anatomy. In the second stage, filtering and data segmentation were utilized for electromyography signals smoothing, decreasing noises and reducing signal dimensions. Furthermore, time-delay neural network was used in order to map time domain features of EMG signals onto kinematic variables of knee joint. The angle and angular velocity of knee joint were estimated with accuracy of 0.85 (R²) for two locomotion modes including non-weight bearing and ground level walking. To implement online estimation of angular position, time domain features and neural network with 50 hidden layer's neurons and 2 seconds time delay were used. Finally, online angular position estimation of knee joint was implemented on the designed test setup and results confirm proper tracking of online control interface.

Keywords Knee Prosthesis, Electromyography Signals, Online Control Interface, Time-Delayed Neural Network

CITATION LINKS

[1] Control aspects of active above-knee ... [2] Development of an above-knee prosthesis equipped with a microcomputer-controlled knee joint: first test ... [3] A Prototype for smart prosthetic legs-analysis and mechanical ... [4] Lower-limb robotic devices: Controls and ... [5] Electromyography-based control of active above-knee ... [6] Design and control of a pneumatic artificial muscle actuated above-knee ... [7] Antagonistic active knee ... [8] The design of an intelligent mechanical active prosthetic ... [9] Design, modeling and control of an omni-directional aerial ... [10] Design and control of a powered transfemoral ... [11] Volitional control of a prosthetic knee using surface ... [12] Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: Initial results with an amputee ... [13] Online Phase Detection Using Wearable Sensors for Walking with a Robotic ... [14] Powered transtibial prosthetic device control system design, implementation, and bench ... [15] A comparison of the real-time controllability of pattern recognition to conventional myoelectric control for discrete and simultaneous ... [16] Toward the development of a neural interface for lower limb prosthesis ... [17] Detection of and compensation for EMG disturbances for powered lower limb prosthesis ... [18] A classification method for user-independent intent recognition for transfemoral amputees using powered lower limb ... [19] A strategy for identifying locomotion modes using surface ... [20] Development of EMG-based mode and intent recognition algorithms for a computer-controlled above-knee ... [21] An intelligent above-knee prosthesis with EMG-based terrain ... [22] Automatic recognition of gait mode from emg signals of lower ... [23] SVM classification of locomotion modes using surface electromyography for applications in rehabilitation ... [24] Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb ... [25] Analysis of using EMG and mechanical sensors to enhance intent recognition in powered lower limb ... [26] Biomechanics and motor control of human ... [27] Design and analysis of series elasticity in closed-loop actuator force ... [28] Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement ... [29] Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related ...

¹School of Mechanical Engineering, College of Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Mechanical Engineering Faculty, College of Engineering, North Kargar Street, Tehran, Iran.
Postal Code: 1439955961
Phone: +98 (21) 61119920
Fax: +98 (21) 88013029
m.ayati@ut.ac.ir

Article History

Received: August 12, 2019
Accepted: December 23, 2019
ePublished: June 20, 2020

طراحی و پیاده‌سازی رابط کنترلی برخط برای پروتز زانو بر پایه سیگنال‌های الکترومایوگرافی

شایان جنتی MSc

دانشکده مهندسی مکانیک، پردیس دانشکده‌های فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

موسی آیتی* PhD

دانشکده مهندسی مکانیک، پردیس دانشکده‌های فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

عقیل یوسفی کما PhD

دانشکده مهندسی مکانیک، پردیس دانشکده‌های فنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

چکیده

هدف این مقاله، طراحی یک رابط کنترلی برخط برای پروتز زانو بر پایه سیگنال‌های الکترومایوگرافی ماهیچه‌های فعال بخش ران است. با توجه به ماهیت متغیر با زمان سیگنال‌های الکترومایوگرافی، ترجمه این سیگنال‌ها به دستورات مناسب جهت پیاده‌سازی عملی با چالش‌هایی همراه است. نخستین گام طراحی رابط مورد نظر، طراحی و ساخت یک بستر آزمون مناسب برای پیاده‌سازی عملی رابط طراحی‌شده است. بدین منظور پروتز زانویی با استفاده از مکانیزم عملگر سری الاستیک طراحی و ساخته و با مطالعه مبانی آناتومی ماهیچه‌ای و شناسایی ماهیچه‌های فعال در چرخه راه‌رفتن، نمونه‌هایی از سیگنال‌های الکترومایوگرافی اندازه گرفته شده است. سپس، به منظور هموارسازی سیگنال‌ها، کاهش سطح نویز و کاهش ابعاد سیگنال‌ها از روش فیلترکردن و تقسیم‌کردن با پنجره‌های زمانی مجاور استفاده شده و شبکه عصبی با تاخیر زمانی به منظور نگاشت بین ویژگی‌های منتخب استخراج‌شده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی و متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو به‌کار رفته است. شبکه عصبی زاویه و سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در حالت بدون وزن و در حالت راه‌رفتن به‌صورت خارج از خط با دقت $R^2 = 0.85$ تخمین زده می‌شود. جهت پیاده‌سازی تخمین برخط موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو، آزمون‌هایی انجام شد که نتایج حاصل بیانگر استفاده از ویژگی‌های حوزه زمان و شبکه عصبی با تعداد 50 نورون در لایه مخفی و میزان تاخیر 2 ثانیه است. پس از طراحی رابط کنترلی برخط برای تخمین موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو، روی بستر آزمون ساخته‌شده پیاده‌سازی صورت گرفته که نتایج نشان‌دهنده ردیابی مناسب ساختار کنترلی برخط طراحی شده است.

کلیدواژه‌ها: سیگنال الکترومایوگرافی، پروتز زانو، رابط کنترلی برخط، شبکه عصبی تاخیردار

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۵/۲۱

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۱۰/۲

*نویسنده مسئول: m.ayati@ut.ac.ir

مقدمه

بیماری‌ها، حوادث رانندگی، جنگ و دیگر حوادث همواره موجب معلولیت انسان‌ها در سراسر جهان شده است. درصد قابل توجهی از این معلولیت‌ها شامل از دست‌دادن اندام‌های تحتانی است. معلولیت در اندام تحتانی شامل مچ یا زانو شرایط سختی را برای معلولان به‌وجود می‌آورد، که حتی قادر به انجام کارهای روزمره خود نیستند. افراد معلول نه‌تنها اندام خود را از دست می‌دهند بلکه از لحاظ شغلی، تامین زندگی، آزادی حرکت و بیماری روحی و روانی

نیز دچار مشکل می‌شوند. بنابراین، اگر بتوان جایگزینی برای عضو قطع‌شده آنها پیشنهاد داد کمک شایانی به زندگی این افراد شده است. از این‌رو پروتزهای پایین‌تنه گزینه مناسبی برای عضو از دست‌رفته هستند. تا به امروز تغییرات عمده‌ای در طراحی و مکانیزم پروتزهای پایین‌تنه صورت گرفته است. پروتزهای پایین‌تنه را می‌توان به دو گروه عمده غیرفعال و فعال تقسیم‌بندی کرد. پروتزهای غیرفعال که از منبع قدرت خارجی استفاده نمی‌کنند برای راه‌رفتن بر روی سطوح صاف و هموار مناسب هستند. این نوع پروتزها هیچ تعاملی با محیط اطراف نداشته و نسبت به اختلالات محیط از قبیل ناهمواری‌ها آسیب‌پذیر هستند. پروتزهای فعال دارای منبع قدرت خارجی هستند و با توجه به کار مثبتی که می‌توانند در اختیار سیستم قرار دهند فرد می‌تواند حرکاتی از قبیل بالا یا پایین‌رفتن از پله و یا سطح شیب‌دار، ایستادن و نشستن را نیز انجام دهد. همچنین، پروتزهای فعال، راه‌رفتن را طبیعی‌تر نشان داده به‌طوری که راه‌رفتن با آنها به راه‌رفتن فرد سالم شباهت بیشتری دارد و می‌توان با طراحی یک سیستم کنترلی مناسب، کارایی پروتز را افزایش داده و برای فعالیت‌های پیچیده‌تری از جمله دویدن از آن استفاده کرد. اولین کارهای صورت گرفته بر روی پروتزهای فعال در سال‌های ۱۹۸۰ بر روی پروتز ساخته‌شده در دانشگاه بلگرید صورت پذیرفته است [1]. در مقایسه با پروتزهای غیرفعال که از پیش از آن استفاده می‌شده است برای اولین بار مصرف انرژی توسط معلول کاهش یافت و سرعت راه‌رفتن فرد نیز افزایش پیدا کرد. مفصل زانو مهم‌ترین و پرکارترین مفصل پایین‌تنه است. عملکرد ماهیچه‌ها توان لازم برای به حرکت درآوردن زانو را از دو طریق نیروی فعال اعمالی به وسیله انقباض ماهیچه‌ها و به‌وجودآوردن سختی متغیر ایجاد می‌کنند. آلیس و همکاران [2]، اولین پروتز زانو بر پایه میکروکنترل‌کننده را توسعه دادند که دربردارنده یک ترمز الکترومگنتیک است. یک جعبه‌دنده برای بالابردن گشتاور مقاوم تا 5 نیوتون‌متر در مکانیزم ترمز این پروتز به‌کار برده شده است. گشتاور مقاوم وارد بر این نوع پروتز زانو براساس فاز حرکتی پروتز و اطلاعاتی که از حسگرها گرفته می‌شود به‌صورت پیوسته متغیر است. اولین پروتز تجاری فعال زانو به نام پاور نی (Power Knee) توسط شرکت اوسار طراحی و ساخته شد. نسخه ابتدایی این پروتز فعال زانو در سال ۲۰۰۶ و نسخه جدید آن در سال ۲۰۱۱ به بازار معرفی شده است. محرک به‌کاررفته در این پروتز قادر خواهد بود تا انرژی و کار مثبتی که در حین بالارفتن از پله و سطح شیب‌دار، راه‌رفتن و بلندشدن نیاز است را تامین کند. همچنین، قادر خواهد بود تا کار منفی که در هنگام پایین‌آمدن از پله و سطح شیب‌دار نیاز است را برآورده کند. لیو و همکاران [3]، پروتز فعالی طراحی کردند که دارای مکانیزمی با استفاده از فنر پیچشی است که در این طراحی فنر پیچشی به‌عنوان یک محرک کمکی به همراه موتور به کار رفته در پروتز به‌صورت موازی عمل می‌کند. موتور در چرخه راه‌رفتن، در حالت تاب‌خوردن (که کمترین گشتاور را نیاز دارد) فنر پیچشی را نیز فشرده کرده، این فنر پیچشی

کنترل‌کننده در فعالیتهای نامنظم و غیرمتناوب مانند ایستادن و راه رفتن بر روی زمین‌های ناهموار و نامشخص به خوبی عمل می‌کند. روش تشخیص مد قادر است که مودهای مختلف راه رفتن براساس طبیعت چرخه‌ای آنها، تشخیص داده و براساس نتیجه آن، کنترل‌کننده بین حالت‌های مختلف تغییر کند. به منظور طبقه‌بندی مدهای راه رفتن، معمولاً تکنیک‌های شناسایی الگو یا دسته‌بندی‌کننده‌ها به کار برده می‌شود. در روش اول، با توجه به قواعد تجربی به دست آمده و با استفاده از ماشین حالت طراحی شده، تشخیص مدهای مختلف انجام می‌پذیرد. این روش توسط *سپ* و همکاران [12]، کامنیک و همکاران [13] و *سان* و *وگلیود* [14] مورد استفاده قرار گرفته است. در روش دوم، دسته‌بندی‌کننده با استفاده از مجموعه‌ای از داده‌های الکترومایوگرافی آموزش داده شده و مرزهایی بین کلاس‌های مختلف حرکتی تعیین می‌شود. *هارگو* و *گلدفارب* به همراه همکارانشان، این روش را بر پای وندربیلت پیاده‌سازی کرده‌اند [15-18]. *هانگ* و همکاران [19]، روشی برای تشخیص مودهای حرکتی توسعه دادند. این روش بر روی هشت فرد سالم و دو فرد معلول آزمایش شده است و نتایج از دقتی برابر با ۹۰٪ را نشان می‌دهد. در این روش از آنالیز تفکیک خطی به عنوان طبقه‌بندی‌کننده مودهای حرکتی استفاده شده است. نوع اطلاعات ورودی طبقه‌بندی‌کننده یکی از شاخصه‌های حایز اهمیت در دقت طبقه‌بندی‌کننده است. در بیشتر تحقیقات صورت گرفته برای کنترل عصبی پروتزهای پایین‌تنه، تنها از داده‌های سیگنال‌های الکترومایوگرافی به عنوان ورودی استفاده شده است [19-23]. تحقیقاتی نیز شامل استفاده از سیگنال‌های مکانیکی برای تشخیص نیت فرد انجام شده است [24]. تحقیقات محدودی نیز به ترکیب سیگنال‌های الکترومایوگرافی و مکانیکی پرداخته شده است. *یانگ* و همکاران [25]، با استفاده از داده‌های حسگرهای الکترومایوگرافی و مکانیکی به طبقه‌بندی مودهای حرکتی مختلف پرداخته‌اند. نتایج حاصل از به‌کارگیری طبقه‌بندی‌کننده آنالیز تفکیک خطی در این پژوهش از بهبود دقت طبقه‌بندی‌کننده در استفاده از ترکیب حسگرهای مکانیکی و الکترومایوگرافی نشان می‌دهد.

در این پژوهش، در ابتدا پروتز فعال زانویی با استفاده از عملگر الکتریکی به همراه فنرهای سری با عملگر، طراحی و ساخته شده است تا علاوه بر جلوگیری از صلب‌بودن مکانیزم، تعامل بین کاربر، پروتز و محیط نیز بهبود یابد. در ادامه با استفاده از ویژگی‌های منتخب حوزه زمان استخراج شده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی و شبکه عصبی در نظر گرفته شده، متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو در حالت خارج از خط با دقت قابل قبولی تخمین زده شده است. با توجه به نتایج به دست آمده از قسمت تخمین خارج از خط متغیرهای سینماتیکی، رابط کنترلی برخط براساس کنترل مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرافی برای پروتز زانوی ساخته شده، طراحی و پیاده‌سازی شده است. این رابط کنترلی قادر خواهد بود زاویه مفصل زانو را به صورت برخط با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی دریافتی از چهار ماهیچه فعال ران با دقت قابل

در حالت ایستادن (که بیشترین گشتاور مورد نیاز است) به عنوان یک محرک کمکی به همراه موتور عمل می‌کند. همچنین، در حالتی که موتور کار نکند پروتز با کمک فنر پیچشی به صورت غیرفعال قابل استفاده است. وو و همکاران [4, 5] و *وایکستر* و همکاران [6]، در بررسی پروتز فعال با موتور دی‌سی (DC motor) به ارایه مدلی به نام فعال-واکنشی پرداخته‌اند. برخی از پارامترهای موجود در مدل ارایه شده توسط داده‌های به دست آمده از سیگنال‌های ماهیچه‌ای تخمین زده شده است. توسط مکانیزمی به نام شاخص فرمان حرکت اطلاعاتی از جمله زاویه فعلی زانو و سرعت زاویه‌ای چرخش مفصل زانویی به عنوان پس‌خورد دریافت می‌شود. این اطلاعات و همچنین اطلاعات به دست آمده از سیگنال ماهیچه‌ای با پروفیل‌های زاویه زانو برای یک فرد سالم در حالت راه رفتن بر روی یک سطح صاف و همچنین چرخش آزادانه زانو مقایسه شده است. نتایج به دست آمده بیانگر ردیابی مناسب پروتز است. *مارتینز-ویلاپاندو* و همکاران [7]، پروتز زانوی فعالی را طراحی کردند که در آن مکانیزم سری الاستیک به کار رفته است. طراحی این پروتز به صورتی است که سوخت و ساز فرد معلول کمینه شود و مسیر راه رفتن طبیعی را بپیماید. عملکرد این پروتز زانو بر روی فرد معلول با پروتزهای دیگر مقایسه شده است که نتایج بیانگر بهبود ۱۷ درصدی در سرعت راه رفتن فرد و کاهش ۶/۸ درصدی متابولیک معلول است. *بورجیان* و همکاران [8]، نمونه پروتز فعالی طراحی کرده‌اند که با استفاده از یک موتور دی‌سی براش‌لس (Brushless) و با استفاده از چرخ‌دنده مارپیچی حلزونی حرکت زانو را ایجاد کردند و در آینده قصد بهبود سیستم کنترلی مورد نظر را دارند. *برسکیانینی* و *آندره* [9] و *سپ* و همکاران [10]، پروتز فعال زانویی طراحی و ساخته‌اند که به عنوان بستر آزمون برای اعمال کنترل‌کننده مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرافی در نظر گرفته شده است. *گلدفارب* و همکاران [11] و *سپ* و همکاران [12]، پروتز زانوی فعالی را با استفاده از مکانیزم بال‌اسکرو طراحی کرده است که کنترل آن با استفاده از روش‌های فازی انجام شده است.

سپ و همکاران [10]، پروتز زانو و مچی به نام وندربیلت لگ (Vanderbilt Leg) طراحی و ساخته‌اند. تحقیقات بر روی این پروتز در بحث کنترل آن که طی چندین سال متوالی صورت پذیرفته است، بیانگر بهبود عملکرد کنترلی این پروتز در حرکت‌های متفاوت از جمله راه رفتن، پله یا سطح شیب‌دار، بالا و پایین رفتن، ایستادن، نشستن و در آخر دویدن اشاره کرد.

در بحث کنترل پروتزهای پایین‌تنه، کنترل با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی رایج‌ترین روش‌های بیرونی-تعاملی محسوب می‌شود و به دو شکل کنترل مستقیم قصد یا غرض (Direct Volitional Control) و تشخیص مد (Intent Recognition) فعالیت مورد استفاده قرار می‌گیرد. در روش کنترل مستقیم قصد یا غرض وضعیت پروتز شامل موقعیت، سرعت مفاصل و یا گشتاور مفاصل به صورت مستقیم کنترل می‌شود. از نمونه کارهای انجام شده در زمینه کنترل مستقیم پروتز پایین‌تنه می‌توان به کنترل پای وندربیلت توسط *گلدفارب* و همکاران [11] اشاره کرد. در واقع این

از موتور دی‌سی برشلس مکسون ۲۵۰ وات استفاده شده است. با توجه به گشتاور خروجی پایین این نوع موتور برشلس دی‌سی و گستره سرعت خروجی بالای آن، استفاده از مکانیزم‌های پیچ انتقال قدرت شامل تسمه و پولی به منظور تامین نسبت گشتاور و سرعت مناسب مورد نیاز است. با توجه به شکل ۲ و مثلث ایجاد شده رابطه استاتیکی به صورت رابطه ۱ بین لینک‌های مکانیزم پروتز زانو برقرار است:

$$x^2 = L_1^2 + L_2^2 - 2L_1L_2 \cos(\theta) \quad (1)$$

در رابطه ۱، L_1 و L_2 طول لینک‌های ثابت مکانیزم پروتز زانو (m)، x طول لینک سری الاستیک (m)، θ زاویه بین دو لینک ثابت پروتز زانو (Rad) است. طول لینک‌های پروتز زانو به گونه‌ای انتخاب شده‌اند که میزان زاویه باز شدن و بسته شدن مفصل زانو در چرخه راه رفتن برآورده شود. در طراحی صورت گرفته میزان تغییر زاویه پروتز زانو ۸۰ درجه در نظر گرفته شده است. با استفاده از کار مجازی و صرف نظر از اصطکاک رابطه ۲ بین نیروی محوری پیچ انتقال قدرت (F) و گشتاور خروجی در مفصل زانو (τ) وجود دارد:

$$\tau_{Knee} = F \frac{\partial x}{\partial \theta} \quad (2)$$

با توجه به رابطه ۳ و مشتق‌گیری از آن نسبت به θ داریم:

$$\frac{\partial x}{\partial \theta} = \frac{L_1 L_2 \sin(\alpha + \theta)}{\sqrt{L_1^2 + L_2^2 - 2L_1 L_2 \cos(\alpha + \theta)}} \quad (3)$$

در رابطه ۳، α برابر با زاویه اولیه مفصل زانو است. با توجه به روابط ۲ و ۳ حداکثر نیروی محوری وارد بر پیچ انتقال قدرت با احتساب ضریب ایمنی ۲ به منظور طراحی در چرخه راه رفتن ۲۷۹۱ نیوتن به دست آمده است. گشتاور راندن پیچ انتقال قدرت به صورت رابطه ۴ است:

$$T_d = \frac{F_a l}{2\pi \eta_1} \quad (4)$$

که در آن F_a نیروی محوری پیچ انتقال قدرت (N)، l گام پیچ انتقال قدرت (m) و η_1 بازده نرمال انتقال قدرت است. پیچ انتقال قدرت به کار برده شده دارای طول گام ۱۰ میلی‌متر و قطر ۱۵ میلی‌متر است. در محاسبات انجام شده در رابطه ۴ بازده نرمال پیچ انتقال قدرت ۶۵٪ در نظر گرفته شده است (بازده بیشینه پیچ انتقال قدرت‌ها که ۷۵٪ است). گشتاور بیش بار درگ برای پیچ انتقال قدرت توسط رابطه ۵ تعیین می‌شود:

$$T_p = \frac{0.05 F_{pr} l}{2\pi \tan(\beta)^{0.5}}, \beta = \tan^{-1}\left(\frac{l}{\pi d}\right) \quad (5)$$

که در آن F_{pr} نیروی پیش‌بار که ۸٪ بار دینامیکی پیچ انتقال قدرت در نظر گرفته می‌شود، l طول گام پیچ انتقال قدرت (m) و d قطر پیچ انتقال قدرت (m) است. در نتیجه گشتاور نهایی که برای به حرکت درآوردن پیچ انتقال قدرت مورد نیاز است به صورت رابطه ۶ به دست می‌آید:

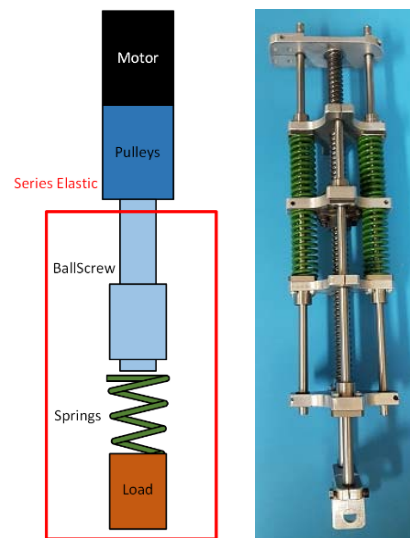
$$T_{total} = T_p + T_d \quad (6)$$

با توجه به روابط ۵، ۶ و حداکثر میزان نیروی محوری وارد بر پیچ انتقال قدرت، حداکثر مقدار گشتاور مورد نیاز برای به حرکت درآوردن پیچ انتقال قدرت ۳/۲۲ نیوتن متر به دست آمده است. با توجه به مشخصات مربوط به موتور به کار رفته در پروتز، این موتور قادر خواهد

قبولی تخمین زده و فرمان مناسب جهت فعال‌نمودن پروتز زانو را اعمال کند.

طراحی و ساخت پروتز زانو

در روند طراحی پروتز زانو در این پژوهش سه پارامتر گشتاور، سرعت و گستره حرکت مفصل مورد نظر براساس داده‌های استخراج شده در مراجع بایومکانیک برای یک فرد سالم به عنوان پارامترهای طراحی در نظر گرفته شده است [26]. در طراحی پروتز زانو از مکانیزم سری الاستیک استفاده شده است [27]. نحوه عملکرد مکانیزم به گونه‌ای است که توان خروجی موتور توسط مکانیزم انتقال قدرت (تسمه تایم و پولی‌ها) به پیچ انتقال قدرت (Power Screw) انتقال می‌یابد. با چرخش پیچ انتقال قدرت و ثابت ماندن مهره آن، صفحه آلومینیومی متصل به مهره انتقال قدرت با توجه به جهت حرکت پیچ انتقال قدرت به سمت بالا یا پایین حرکت می‌کند. در نتیجه این حرکت فنرهای موجود در مکانیزم سری الاستیک به صورت جفت در حالت فشردگی قرار می‌گیرند. با توجه به قانون هوک که رابطه خطی بین نیروی فنر و میزان فشردگی آن برقرار است، این نیرو به قسمت خروجی مکانیزم سری الاستیک اعمال می‌شود. به دلیل پیچیدگی فرآیند ساخت در هنگام فرارگیری فنرها در حالت کشش، مکانیزم به گونه‌ای طراحی شده است که فنرها در حالت فشردگی قرار می‌گیرند. در هنگام باز شدن زانو یا زیاد شدن زاویه زانو دو فنر قسمت بالای فشرده شده و در هنگام بسته شدن زانو یا کم شدن زاویه زانو دو فنر قسمت پایینی فشرده می‌شوند. نحوه انتقال توان موتور توسط مکانیزم سری الاستیک به بار خروجی در شکل ۱ نمایش داده می‌شود.



شکل ۱ سری الاستیک خی به کار برده شده در مکانیزم پروتز زانو

بررسی گشتاور

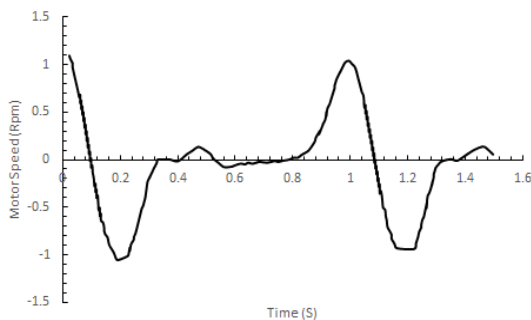
با توجه به اطلاعات موجود در مراجع بایومکانیک حداکثر گشتاور مورد نیاز مفصل زانو برای یک فرد ۷۵ کیلوگرمی و با سرعت متوسط در چرخه راه رفتن تقریباً ۳۵ نیوتن بر متر است. در طراحی این پروتز

$$N_{screw} = \frac{60}{l} \dot{x} \quad (9)$$

از طرفی میزان سرعت دورانی مورد نیاز که از طرف موتور تامین می‌شود با توجه به ضریب تبدیل پولی‌ها (γ) از رابطه ۱۰ به دست می‌آید:

$$n_{motor} = N_{screw} \times \gamma \quad (10)$$

در نتیجه میزان سرعت دورانی مورد نیاز برای موتور در یک چرخه راه رفتن به صورت نمودار ۱ است. با توجه به نمودار ۱ حداکثر سرعت دورانی مورد نیاز برای موتور ۱۱/۷ هزار دور بر دقیقه است البته این مقدار در آزمون عملی کمتر نیز خواهد بود و با توجه به رنج سرعت دورانی موتور که از ۰ تا ۱۲ هزار دور بر دقیقه است طراحی از لحاظ سرعت دورانی موتور قابل قبول است.



نمودار ۱) سرعت دورانی (دور بر دقیقه) مورد نیاز موتور در یک چرخه راه رفتن

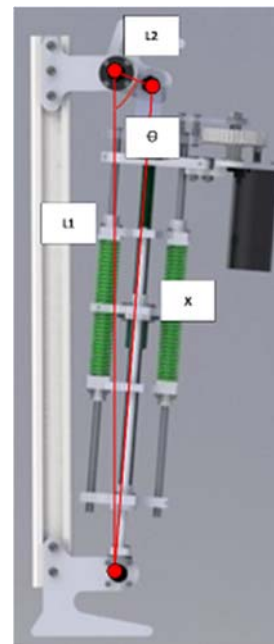
بستر آزمون ثبت داده‌های الکترومایوگرافی و حرکتی

به منظور بررسی و تحلیل سیگنال‌های الکترومایوگرافی ابتدا بستر آزمونی شامل حسگر ثبت داده‌های الکترومایوگرافی و حسگرهای حرکتی آماده‌سازی شده است. برای ثبت داده‌های فعالیت ماهیچه‌ها از دستگاه ای ویو ۱۶بی (شرکت پرتودانش؛ ایران) استفاده شده است. این دستگاه دارای ۸ کانال داده‌برداری بوده که اطلاعات را از طریق بلوتوث و به صورت بی‌سیم به رایانه منتقل می‌کند. سپس، با استفاده از نرم‌افزاری که شرکت سازنده در اختیار کاربران قرار می‌دهد، می‌توان سیگنال‌های ثبت‌شده از تمامی کانال‌ها را به صورت خام بر روی شبکه داخلی قرار داد. در نتیجه اطلاعات از طریق هر رایانه دیگر و یا درون هر نرم‌افزار برنامه‌نویسی قابل دریافت بوده و ادامه پردازش سیگنال‌ها در آن صورت می‌گیرد. این حسگر دارای یک آمپلی‌فایر نویز پایین به همراه یک مبدل آنالوگ به دیجیتال با سرعت ۲۴ کیلوبایت بر ثانیه است. این حسگر قابلیت داده‌برداری با فرکانس ۱ کیلوهرتز را دارد. در این پژوهش از روش دوقطبی با الکترودهای تر (شرکت اسکین تکت با مدل FRG-1؛ اتریش) و فاصله بین الکترودی ۲۰ میلی‌متر به منظور داده‌برداری استفاده شده است [28]. به منظور ثبت داده‌های حرکتی از حسگر تی‌اس‌اس-دیلیوال-اس (TSS-WL-S) (شرکت مهندسی یوست؛ آمریکا)، که قابلیت انتقال بی‌سیم داده‌های سینماتیکی را دارد استفاده شده است. این حسگر داده‌ها را با فرکانس ۱۰۰هرتز نمونه‌برداری می‌کند. برای پردازش سیگنال‌های نوار عضله و ساخت

بود تا حداکثر گشتاور ۲۵ نیوتون متر در بازه سرعتی ۰ تا ۱۲ هزار دور بر دقیقه را تامین کند. در نتیجه نسبت تبدیل انتقال قدرت ۱۳ برای تامین حداکثر گشتاور پیچ انتقال قدرت لازم است. این نسبت تبدیل توسط مکانیزم تسمه و پولی ایجاد شده است. برای ایجاد این نسبت تبدیل از دو پولی ۱۰x۱ و دو پولی ۳۲x۱ و ۴۰x۱ استفاده شده است. در رابطه ۷ نسبت تبدیل ایجادشده توسط چهار پولی نشان داده شده است:

$$\gamma = \frac{N_1}{N_2} \times \frac{N_3}{N_2} = \frac{32}{10} \times \frac{40}{10} = 12.8 \quad (7)$$

که در آن N_1, N_2, N_3 تعداد دندانه‌های پولی‌های به کار رفته است. با توجه به ضریب ایمنی دو، که در محاسبات لحاظ شده است نسبت تبدیل به دست آمده توسط مکانیزم تسمه و پولی مناسب است.



شکل ۲) مثلث ایجادشده با دو یال طول ثابت و یک یال طول متغیر در مکانیزم پروتز زانوی طراحی شده

بررسی سرعت

یکی از پارامترهای با اهمیت در چرخه راه رفتن، سرعت راه رفتن است. یک چرخه راه رفتن به طور معمول کمتر از ۲ ثانیه به طول می‌انجامد و پروتز طراحی شده باید قادر به ایجاد سرعت زاویه‌ای مورد نظر برای مفصل زانو در طول چرخه راه رفتن باشد. بدین منظور از اطلاعات سرعت زاویه‌ای مربوط به مفصل زانو در یک چرخه راه رفتن فرد سالم موجود در منابع استفاده شده است [26]. با توجه به رابطه ۸ و در اختیار داشتن اطلاعات مربوط به سرعت زاویه‌ای مفصل زانوی فرد سالم می‌توان سرعت خطی انتقال قدرت را به دست آورد:

$$\dot{x} = \frac{L_1 L_2 \dot{\theta} \sin(\theta)}{x} \quad (8)$$

در رابطه ۸، $\dot{\theta}$ سرعت زاویه‌ای (Rad/s) مفصل زانو است. با محاسبات انجام شده حداکثر سرعت خطی پیچ انتقال قدرت ۱۶۵۰متر بر ثانیه است. مقدار سرعت پولی که به پیچ انتقال قدرت متصل است را می‌توان از رابطه ۹ به دست آورد.

پنجره‌های روی هم یا همپوشان (Overlapped Windowing) وجود دارد. در روش اول، پنجره‌های زمانی به صورت متوالی با طول مشخص، برای پردازش و استخراج ویژگی‌های سیگنال در کنار هم قرار می‌گیرند. با توجه به پردازش سریع قابل انجام روی داده‌ها که زمان پردازشی کمتر از هر پنجره زمانی است، این روش برای پردازش این سیگنال‌ها در زمان‌های مشخص، بسیار مناسب است. در روش دوم، در مدت‌زمان کم اطلاعات بیشتری برای پردازش نسبت به روش قبل حاصل می‌شود. در این روش هر پنجره زمانی دارای تداخل با پنجره قبل از خود است. روش دوم به دلیل داشتن دقت بالاتر در تخمین کلاس‌های مختلف حرکتی و کاهش بیشترین تاخیر در سیستم کنترل برخط، برای کنترل مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرافی مناسب‌تر است. در روش دوم معمولاً طول پنجره را نسبتاً بزرگ به منظور پایداری بیشتر و یا طول هم‌پوشانی را نسبتاً کوچک به منظور پاسخ زمانی سریع‌تر در نظر می‌گیرند. به علت ویژگی تناوبی و چرخه‌ای بودن فرآیند راه رفتن، پنجره کردن سیگنال‌های الکترومایوگرافی بر اساس لحظات برخورد و جدا شدن پا از زمین انجام می‌شود. در این پژوهش طول پنجره‌های زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه و میزان هم‌پوشانی پنجره‌ها ۶۰ میلی‌ثانیه در نظر گرفته شده است.

استخراج مشخصه‌های سیگنال

با توجه به محتوای پیچیده و با ماهیت تصادفی سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی حاصل از آزمایش، این سیگنال‌ها به فضایی با ابعاد کوچک‌تر به نام بردارهای مشخصه سیگنال نگاشت می‌شوند. مشخصه سیگنال‌های الکترومایوگرافی به طور کلی به سه دسته مشخصه‌های حوزه زمان، مشخصه‌های حوزه فرکانس و مشخصه‌های حوزه زمان-فرکانس تقسیم‌بندی می‌شوند. انتخاب مشخصه‌های مناسب یکی از مهم‌ترین گام‌ها در پردازش این نوع سیگنال‌ها است. از بین مشخصه‌های حوزه زمان مرسوم‌ترین گروه مشخصه‌ها با توجه به کم‌حجم بودن بار محاسباتی آنها برای کنترل برخط مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرافی هستند. این نوع مشخصه‌ها به دامنه سیگنال وابسته بوده در نتیجه حساسیت به نویز بالایی دارند. مشخصه‌های به‌کاررفته در این پژوهش به همراه معادلات ریاضی به‌کاررفته برای استخراج این نوع مشخصه‌ها در مطالعه هاگونن و همکاران^[29] آورده شده است.

نرمال کردن داده‌ها

با توجه به ماهیت سیگنال‌های الکترومایوگرافی، این سیگنال‌ها به شدت به شرایط آزمایش و داده‌برداری وابسته است که این امر باعث شده در تحلیل این نوع سیگنال‌ها موانعی وجود داشته باشد. از جمله راه‌حلهایی که برای عدم وابستگی این نوع سیگنال‌ها بر شرایط آزمایشگاهی و محیطی پیشنهاد می‌شود. استفاده از روش نرمال‌سازی داده‌های برگرفته از سیگنال‌های الکترومایوگرافی بر اساس یک مقدار مرجع است. از جمله مرجع‌هایی که می‌توان نرمال‌سازی را بر اساس آن انجام داد، بیشترین انقباض ارادی ممکن (Maximum Voluntary Contraction: MVC) توسط کاربر است. ایده اصلی این نرمال‌سازی، درجه‌بندی مقادیر ولتاژ بر اساس

مدلی که ارتباط بین سیگنال‌های الکترومایوگرافی با متغیرهای سینماتیک حرکت زانو را نشان دهد، باید داده‌ها دارای نرخ نمونه‌برداری یکسان باشند. به همین منظور با استفاده از میان‌یابی، داده‌های لازم برای فرکانس داده‌برداری ۱ کیلوهرتز که مساوی نرخ نمونه‌برداری سیگنال‌های الکترومایوگرافی است، فراهم می‌آیند. به منظور ثبت سیگنال‌های مایوالتریک، از چهار ماهیچه ران پا که در راه رفتن بیشترین نقش را دارند داده‌برداری شده است. چهار ماهیچه مورد نظر شامل رکتوس فموریس (Rectus femoris)، وستس میدیالیس (Vastus medialis)، وستس لترالیس (Vastus lateralis) و بایسپ فموریس (Biceps femoris) است. سه ماهیچه اول اشاره‌شده در هنگام باز شدن زانو و ماهیچه چهارم در هنگام بستن زانو نقش دارند.

پیش‌پردازش سیگنال

این مرحله شامل دریافت سیگنال‌های الکترومایوگرافی، فیلترنمودن سیگنال‌های خام، تقسیم‌بندی داده‌ها، استخراج مشخصه‌های مورد نیاز و نرمال‌نمودن داده‌ها است.

فیلترنمودن سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی

سیگنال‌های دریافتی از دستگاه به صورت خام دارای نویزهایی از منابع مختلف است در نتیجه به منظور آماده‌سازی این نوع سیگنال‌ها برای پردازش ابتدا فیلتری طراحی و پیاده‌سازی شده است. به دلیل تغییرات فرکانس پایین سیگنال به واسطه جابجایی الکترودها و یا سیم‌های متصل به الکترودها که محدوده‌ای بین ۰ تا ۲۰ هرتز را در بر می‌گیرد، فرکانس قطع بالا در فیلترهای بالاگذری که برای این سیگنال‌ها استفاده می‌شود معمولاً بین ۵ تا ۲۰ هرتز است. فیلتری که برای این منظور استفاده شده است، باتروورث فیلتر مرتبه دوم با فرکانس‌های عبور، ۲۰ تا ۳۵۰ هرتز است. رابطه ۱۱ این فیلتر را نشان می‌دهد.

$$H(z) = \frac{b(1)+b(2)z^{-1}+b(3)z^{-2}}{1+a(2)z^{-1}+a(3)z^{-2}} \quad (11)$$

که در این رابطه، a ، b ضرایب فیلتر هستند. با استفاده از قانون نرخ نمونه‌برداری نایکوئیست، فرکانس داده‌برداری برای جلوگیری از دگرنامی (Aliasing) می‌بایست دو برابر بیشترین فرکانس موجود در سیگنال باشد که در مورد سیگنال‌های الکترومایوگرافی با فیلتر پایین گذر ۵۰ هرتز، این مقدار فرکانس داده‌برداری ۱ کیلوهرتز است. حسگر ثبت داده‌های الکترومایوگرافی که در این تحقیق از آن استفاده شده است نیز، نرخ نمونه‌برداری ۱ کیلوهرتز را داراست.

قسمت‌بندی داده‌ها

داده‌های خام سیگنال برای پردازش بلادرنگ باید به پنجره‌های زمانی مشخص تقسیم‌بندی شوند. همچنین، برای کاهش حجم داده‌ها استفاده از این پنجره‌های زمانی بسیار ضروری است به این صورت که یک ویژگی از سیگنال این پنجره زمانی به نمایندگی از بقیه داده‌ها برای پردازش بلادرنگ به‌کار گرفته خواهد شد.

روش‌های پنجره زمانی

دو روش متداول برای تقسیم‌بندی داده‌ها با استفاده از پنجره‌های زمانی شامل پنجره‌های مجاور (Adjacent Windowing) و

رابطه‌ای که بین خروجی و ورودی‌ها است به صورت رابطه ۱۲ زیر خواهد بود:

$$y(t) = f(x(t-1), x(t-2), x(t-3), \dots, x(t-d)) \quad (12)$$

همچنین ساختار شبکه عصبی طراحی شده در شکل ۴ نمایش داده شده است. به منظور بررسی عملکرد شبکه، شبکه‌هایی که از قبل برای تخمین پارامترهای سینماتیکی آموزش دیده شده‌اند با استفاده از داده‌هایی که قبلاً توسط شبکه دیده نشده‌اند ارزیابی شدند. کارایی شبکه در تخمین داده‌های جدید با استفاده از معیار مربع‌آر که یک روش آماری برای اندازه‌گیری میزان نزدیک بودن داده‌های تخمین به داده‌های هدف است، بررسی شده است. رابطه ۱۳ تعریف معیار مربع‌آر را نشان می‌دهد.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{n=0}^N (y(n) - \hat{y}(n))^2}{\sum_{n=0}^N (y(n) - \bar{y})^2} \quad (13)$$

در این رابطه، N تعداد نمونه‌ها، $\hat{y}(n)$ تخمین انجام شده توسط شبکه، $y(n)$ زاویه ثبت شده توسط حسگر و \bar{y} میانگین مقادیر ثبت شده توسط حسگر زاویه است. هر چه مقدار این متغیر به ۱ نزدیک‌تر باشد به معنی دقت بالای تخمین است. علاوه بر انتخاب تعداد لایه‌ها و میزان تاخیر در طراحی شبکه عصبی، بردار ویژگی‌های بهینه نیز برای افزایش دقت و کاهش هزینه محاسباتی باید یافت شود. انتخاب ویژگی‌های مناسب و بهینه برحسب بیشترین میزان مربع‌آر به عنوان اولین گام برای رسیدن به شبکه‌ای با دقت بالا به کار برده شده است. برای مود فعالیت‌های بدون وزن مفصل زانو، به‌ازای هر مشخصه شبکه عصبی آموزش داده شده است و با استفاده از داده‌های آموزشی میزان پارامتر مربع‌آر محاسبه شده است. نتایج حاصل شده در این قسمت به‌ازای تعداد لایه‌های مختلف ۱۰، ۲۰ و ۳۰ نورون برای هر شبکه عصبی در نمودار ۲ آمده است.

با توجه به نتایج به‌دست آمده، همانند قسمت طبقه‌بندی سیگنال‌ها، ویژگی‌های حوزه زمان نسبت به ویژگی‌های حوزه فرکانس دقت بیشتری دارند. در بین ویژگی‌های حوزه زمان ویژگی‌هایی که مبتنی بر اطلاعات انرژی و پیچیدگی سیگنال هستند دارای بالاترین دقت و ویژگی‌های مبتنی بر اطلاعات فرکانسی دارای پایین‌ترین دقت هستند. در نتیجه ۶ ویژگی به‌عنوان ورودی برای آموزش شبکه عصبی در حالت خارج از خط انتخاب شده است. این ویژگی‌ها شامل طول شکل موج، مقدار مطلق متوسط، جذر میانگین مربعات، انتگرال مقدار مطلق، عبور از صفر و فرکانس میانگین هستند. پس از انتخاب ویژگی‌های منتخب برای آموزش شبکه عصبی طول پنجره‌های زمانی مناسب بررسی شده است. طول پنجره‌های زمانی مورد بررسی در نظر گرفته شده از ۱۰۰ میلی‌ثانیه تا ۵۰۰ میلی‌ثانیه هستند.

با بررسی نمودار ۳ مشخص می‌شود که با افزایش طول پنجره‌های زمانی میزان دقت تخمین شبکه عصبی کاهش می‌یابد. تاثیر طول پنجره‌های زمانی در دقت تخمین زاویه شبکه عصبی برای طول‌های ۲۰۰ تا ۳۵۰ میلی‌ثانیه در یک محدوده بوده اما برای طول‌های کم، ۱۰۰ میلی‌ثانیه و طول‌های زیاد، ۵۰۰ میلی‌ثانیه این تاثیر قابل توجه

یک مقدار واحد که این مقدار واحد حداکثر ولتاژی است که عضله می‌تواند تولید کند. روش‌های دیگری نیز برای به‌دست آوردن این مقدار مرجع پیشنهاد شده است که می‌توان به استفاده از مقدار میانگین و غیره اشاره کرد. در واقع تمامی روش‌های نرمال‌سازی تاثیر شرایط داده‌برداری را بر روی داده‌ها از بین می‌برد و داده‌ها را براساس یک مقدار مرجع مقیاس‌بندی می‌کند. در روش نرمال‌سازی این نکته حایز اهمیت است که نرمال‌سازی شکل منحنی سیگنال الکترومایوگرافی را تغییر نمی‌دهد و تنها مقیاس محور دامنه سیگنال را عوض می‌کند. معمولاً برای به‌دست آوردن مقدار بیشترین انقباض ارادی، ماهیچه در مقابل یک مانع ثابت نگه داشته می‌شود و فرد باید بیشترین توان خود را برای حرکت ماهیچه به‌کار گیرد تا سیگنال‌های مربوطه استخراج شود. در این پژوهش نیز در ابتدای هر دوره داده‌برداری از عضلات درگیر در ران، داده‌های مربوط به بیشترین انقباض ارادی ممکن استخراج شده و به‌منظور نرمال‌سازی بقیه داده‌ها استفاده شده است. مقدار بیشترین انقباض ارادی با یک پیک تنها در این نمودارها محاسبه نمی‌شود، بلکه برای داشتن یک مقدار مرجع پایدار و قابل اطمینان می‌بایست در پنجره‌های زمانی به میزان ۲۰۰۰ میلی‌ثانیه که در آن بیشترین مقادیر دامنه سیگنال ثبت شده‌اند، میانگین‌گیری صورت پذیرد. سپس، این مقدار میانگین به‌عنوان بیشترین انقباض ارادی نهایی برای آن ماهیچه انتخاب می‌شود.

تخمین متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو در حالت خارج از خط

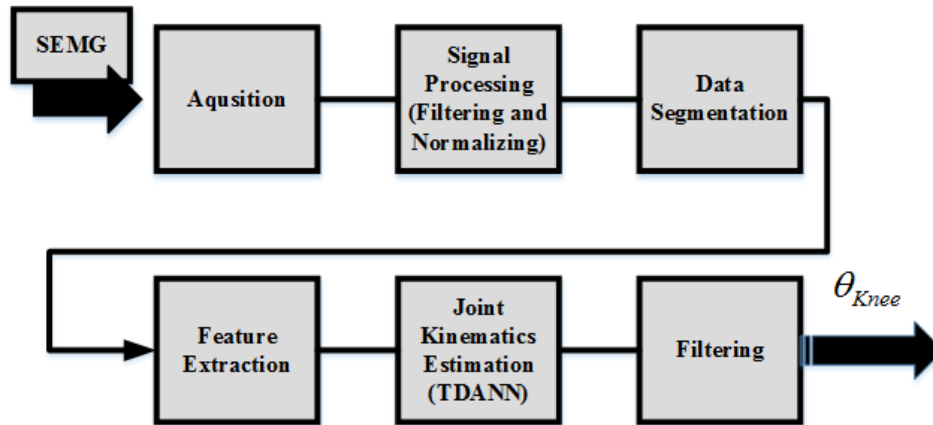
در این قسمت با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی به تخمین متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو از جمله موقعیت زاویه‌ای مفصل و سرعت زاویه‌ای آن در مودهای حرکتی متفاوت پرداخته شده است. با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی ثبت شده از ماهیچه‌های فعال ران در مودهای حرکتی مختلف و داده‌های حسگرهای موقعیت زاویه‌ای نصب شده در ساق و ران پا، به آموزش شبکه عصبی برای تخمین و پیش‌بینی متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو پرداخته شده است. ساختار در نظر گرفته شده برای تخمین خارج از خط زاویه مفصل زانو در شکل ۳ آورده شده است.

در این قسمت برای هر الگوی حرکتی شبکه عصبی مختص آن الگو آموزش داده شده است. تفاوت شبکه‌های آموزش داده شده در تعداد نورون‌ها و سیگنال‌های ورودی است که موجب تفاوت در ضرایب وزنی شبکه عصبی می‌شود. شبکه‌های عصبی آموزش داده شده دارای شبکه‌های دولایه‌ای هستند که تابع تبدیل به‌کاررفته در لایه اول سیگموئید و تابع تبدیل به‌کاررفته در لایه دوم از نوع خطی است. همچنین، همه شبکه‌ها از نوع زمان-تاخیر (Timed Delay) و فیدفرورد (Feed-Forward) هستند. ضرایب وزنی همه شبکه‌های آموزش داده شده با الگوریتم لوبنبرگ-مارکوآرت (Levenberg-Marquart) به‌روزرسانی می‌شوند.

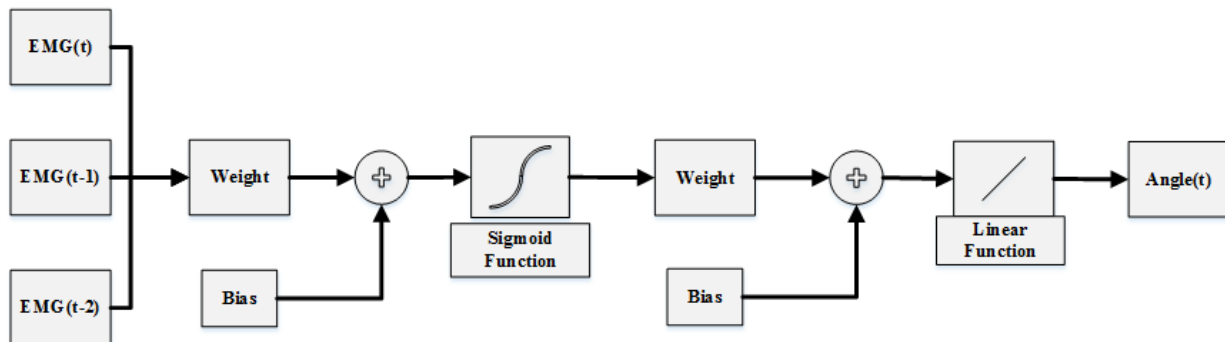
در شبکه‌های عصبی زمان-تاخیر خروجی مطلوب نه تنها به ورودی متناظر با لحظه کنونی وابسته است بلکه به لحظات قبل‌تر نیز وابسته است. اگر تاخیر زمانی با پارامتر d نمایش داده شود، آنگاه

شبکه عصبی وجود ندارد. در واقع هر چه تعداد نورون‌ها بیشتر باشد هزینه محاسبات و زمان لازم برای آموزش شبکه و انجام تخمین‌ها با استفاده از شبکه افزایش می‌یابد. در نتیجه کم کردن تعداد نورون‌ها برای برخط بودن سیستم کنترلی لازم است. براساس نمودار ۵ با افزایش تعداد تاخیر در ورودی شبکه عصبی دقت تخمین لزوماً بهبود نمی‌یابد و می‌بایست مقدار بهینه برای هر شبکه به صورت جداگانه یافت شود.

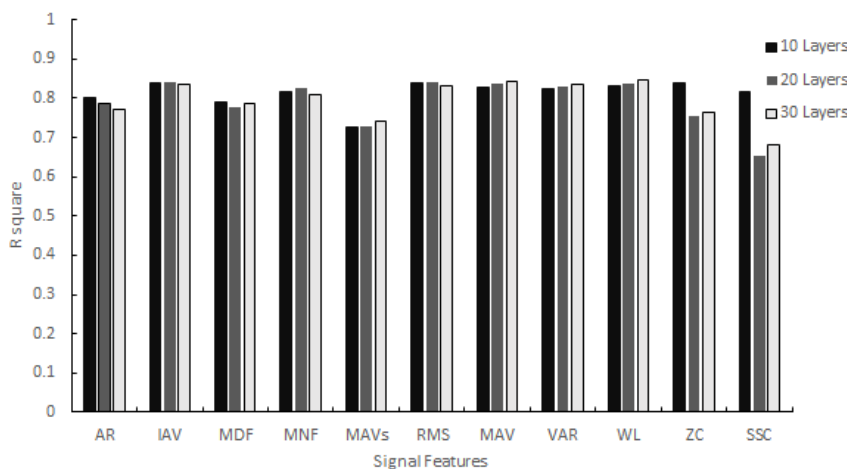
در نتیجه در این مرحله طول پنجره‌ها ۳۰۰ میلی‌ثانیه با تاخیر ۶۰ میلی‌ثانیه برای آموزش شبکه عصبی در حالت خارج از خط انتخاب شده است. با توجه به نمودار ۴ که دقت شبکه طراحی شده با بردار ویژگی‌های منتخب، طول پنجره زمانی ۳۰۰ میلی‌ثانیه و تاخیر ۶۰ میلی‌ثانیه به ازای تعداد نورون‌های لایه مخفی متفاوت را نشان می‌دهد مشاهده می‌شود که الگوی خاصی در روند بهبود تخمین توسط



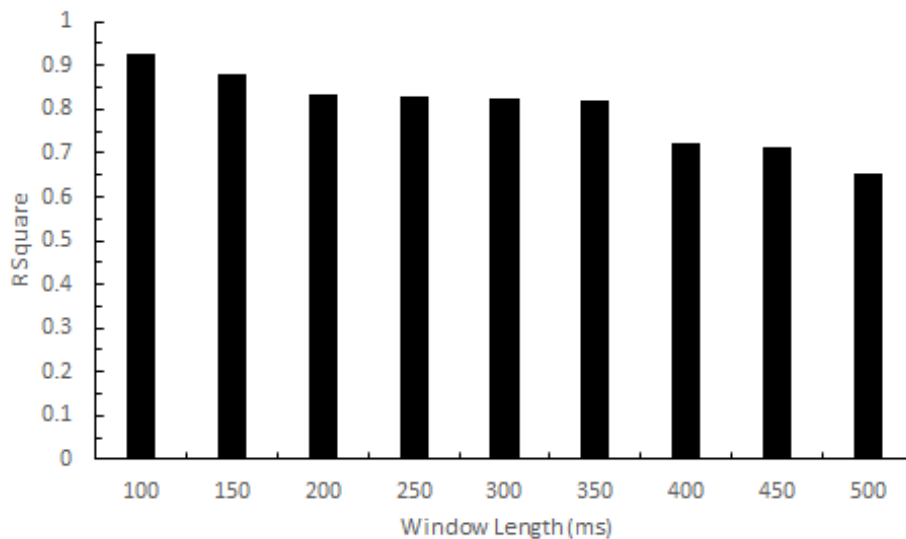
شکل ۳) ساختار در نظر گرفته شده برای تخمین زاویه مفصل زانو با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی در حالت خارج از خط



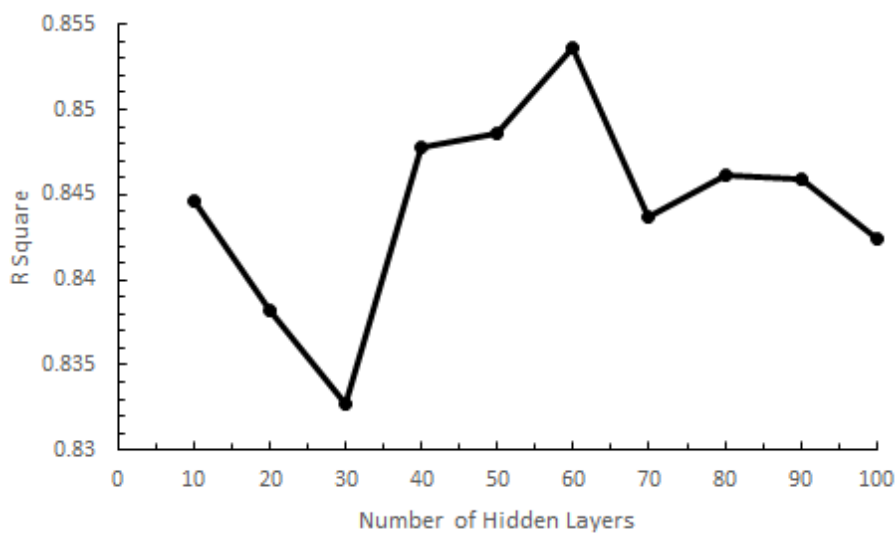
شکل ۴) ساختار شبکه عصبی طراحی شده با تعداد تاخیر دو



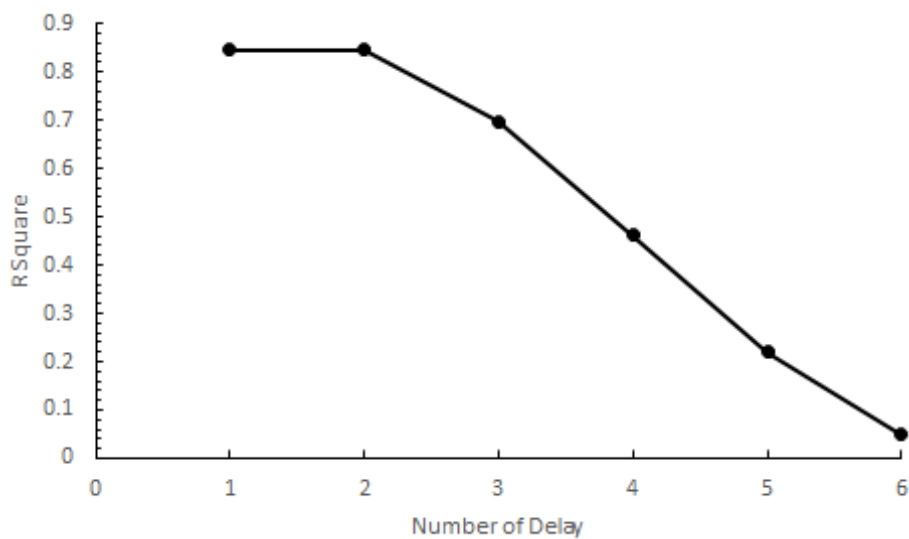
نمودار ۲) تاثیر ویژگی‌های مختلف سیگنال‌های الکترومایوگرافی در دقت تخمین شبکه عصبی در حالت خارج از خط



نمودار ۳) تاثیر طول پنجره زمانی در دقت تخمین‌های شبکه عصبی برای بردار ویژگی‌های منتخب در فعالیت بدون وزن مفصل زانو



نمودار ۴) تاثیر تعداد نورون‌های لایه مخفی در دقت تخمین شبکه عصبی



نمودار ۵) تاثیر تعداد تاخیر در ورودی شبکه عصبی در دقت تخمین شبکه آن

انتظار پردازش شدن قرار می‌گیرند. با استفاده از این الگوریتم این امکان فراهم می‌آید که داده‌برداری‌هایی با زمان‌های بسیار زیاد انجام شود. در قسمت کنترل برخط پروتز زانو فاز سوپینگ در مود راه رفتن بر روی سطح هموار، رابط کاربری در نرم‌افزار لب‌ویو طراحی شده است. ساختار کنترلی در نظر گرفته شده برای پروتز زانو در شکل ۵ نشان داده شده است.

در این ساختار کنترلی که از دو مرحله کنترل سطح بالا و کنترل سطح پایین تشکیل شده است، در قسمت کنترل سطح بالا براساس نتایج به‌دست‌آمده در مراحل قبل از ویژگی‌های منتخب طول شکل موج، مقدار مطلق متوسط، جذر میانگین مربعات، انتگرال مقدار مطلق و عبور از صفر به‌عنوان ویژگی‌های منتخب ورودی برای آموزش شبکه عصبی استفاده شده است. پس از تخمین زاویه توسط شبکه عصبی آموزش‌داده‌شده خروجی آن از یک فیلتر پایین‌گذر باتروورث فیلتر مرتبه یازده به فرکانس عبور ۲۵ هرتز طراحی شده عبور کرده و زاویه مرجع برای قسمت کنترل سطح پایین به‌دست می‌آید. در قسمت کنترل سطح پایین توسط یک کنترل‌کننده PI که ضرایب آن توسط درایور موتور از قبل تنظیم شده است، زاویه مرجع دنبال می‌شود.

به‌منظور رسیدن به پارامترهای بهینه برای شبکه عصبی از جمله انتخاب تعداد لایه‌های مخفی و میزان تاخیر موجود در شبکه عصبی که به نوعی بیانگر دینامیک سیستم است، آزمون‌های برخط انجام شده است که نتایج در شکل زیر آورده شده است.

با توجه به نمودار ۸ میزان تاثیر تاخیر و تعداد نورون‌های لایه‌های مخفی برای شبکه عصبی در آزمون‌های برخط بررسی شده است. در نتیجه شبکه عصبی با ۵۰ نورون در لایه مخفی و میزان تاخیر ۲ برای ادامه کار در نظر گرفته شده است.

با توجه به نمودار ۹ مشاهده می‌شود که شبکه عصبی آموزش‌داده‌شده در حد قابل قبولی توانسته زاویه مرجع را که از حسگرهای حرکتی متصل به ساق و ران پا گرفته شده است را دنبال کند. تاخیری در حد ۲۰ میلی‌ثانیه در خروجی فیلتر طراحی شده بر شبکه عصبی وجود دارد که این میزان تاخیر قابل قبول است.

پس از اطمینان از عملکرد شبکه عصبی در حالت تخمین برخط زاویه مفصل زانو، آزمون‌هایی بر روی پروتز زانو انجام گرفته است که نتایج نمونه‌ای از آنها در نمودار ۱۰ آورده شده است. با توجه به نتایج تاخیری در دنبال کردن نمودارها مشاهده می‌شود که میزان این تاخیر در حدود ۵۰۰ میلی‌ثانیه است. علت وجود تاخیر مواردی از جمله اینرسی پروتز زانو ساخته‌شده، تاخیر در تخمین شبکه عصبی، وجود تاخیر در فیلتر پایین‌گذر به‌کار برده‌شده در خروجی شبکه عصبی و غیره است. همچنین، با توجه به نمودار ۱۰ مشاهده می‌شود که روش به‌کارگرفته‌شده در تخمین برخط زاویه مفصل زانو در مقابل ذات متغیر با زمان بودن سیگنال‌های الکترومایوگرافی مقاومت خوبی را نشان می‌دهد.

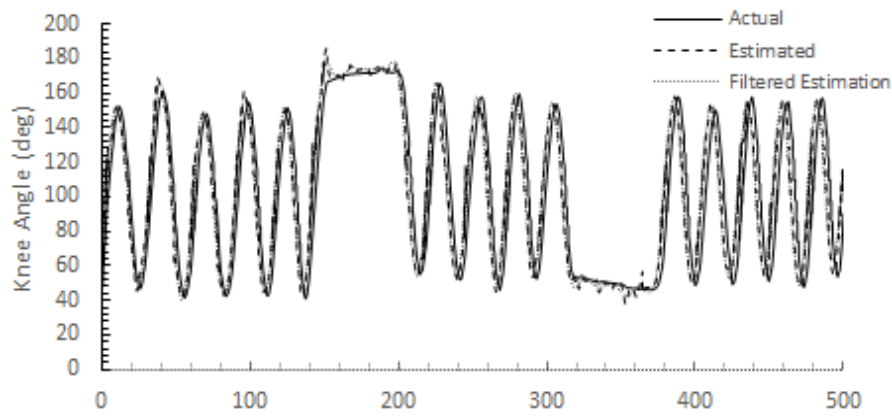
تخمین متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو در فعالیت بدون وزن

در این قسمت نیازمند مقادیر واقعی موقعیت زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای به‌عنوان توابع هدف شبکه عصبی هستیم. برای این منظور موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو را توسط حسگرهای نصب‌شده بر ساق و ران پا و سرعت زاویه‌ای مفصل زانو با مشتق‌گیری از موقعیت زاویه‌ای و استفاده از یک فیلتر مناسب بالا گذر به‌دست آورده شده است. در ادامه برای آموزش شبکه عصبی از داده‌هایی که حسگرهای حرکتی ثبت می‌کنند به‌عنوان خروجی شبکه در نظر گرفته شده است و ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی ماهیچه‌های ران پا نیز به‌عنوان ورودی شبکه عصبی استفاده شده است. طبق نتایج به‌دست‌آمده از مراحل قبلی برای تخمین موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو در حالت بازشدن و بسته‌شدن بدون-وزن از شبکه‌ای با ۴۰ نورون و تاخیر زمانی برابر ۲ استفاده شده است. نتایج به‌دست‌آمده در حالت خارج از خط با دقت ۸۵٪ معیار مربع‌آر برای تخمین موقعیت زاویه‌ای در مرحله آموزش و مقایسه آن با هدف در نمودار ۶ نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که خروجی شبکه آموزش‌داده‌شده دارای نوساناتی است که برای برطرف کردن این نوسانات از یک فیلتر پایین‌گذر استفاده شده است.

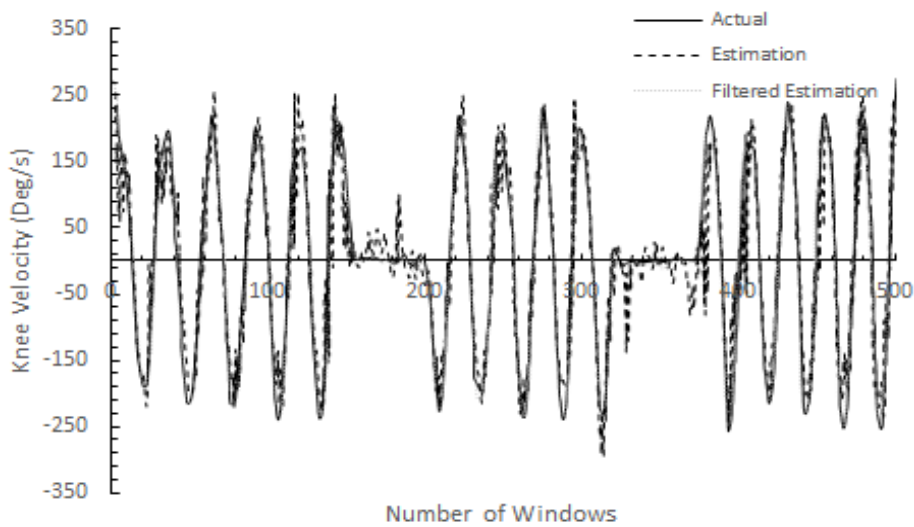
تخمین سرعت زاویه‌ای مفصل زانو را در مرحله آموزش و مقایسه آن با تابع هدف در حالت فعالیت بدون-وزن در نمودار ۷ نشان داده شده است. در این قسمت نیز برای برطرف کردن نوسانات کوچک موجود از یک فیلتر پایین‌گذر استفاده شده است که نتایج با دقت ۹۵٪ معیار مربع‌آر تخمین زده شده‌اند.

کنترل برخط پروتز زانو در مرحله سوپینگ

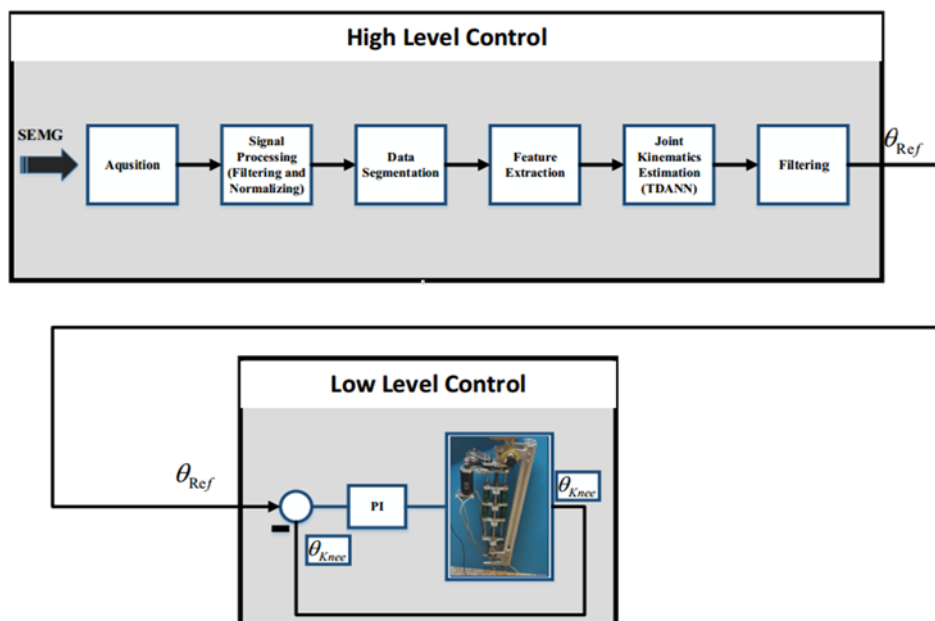
در این پژوهش از نرم‌افزار لب‌ویو برای داده‌برداری و آزمون استفاده شده است. بعد از آن که سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی توسط نرم‌افزار خود دستگاه بر روی شبکه تی‌سی‌پی‌آی‌پی (TCP IP) قرار گرفت، با استفاده از برنامه‌ای که در لب‌ویو نوشته‌شده، داده‌ها از روی شبکه خوانده می‌شوند. با توجه به نرخ بالای داده‌برداری، در زمان‌های نسبتاً زیاد سیستم را با مشکل مواجهه می‌کند و نرم‌افزار و کد نوشته‌شده دارای تاخیر می‌شوند. چنان چه در برنامه نوشته‌شده، اندازه متغیری بسیار بزرگ شود، برنامه دچار تاخیر می‌شود و داده‌ها متناسب با لحظه داده‌برداری پردازش نمی‌شوند. با توجه به اینکه هدف، طراحی یک رابط کنترلی برخط است و حجم داده‌ها برای زمان‌های زیاد بالا می‌رود، از منطقی به نام صف (Queuing) در این برنامه استفاده شده است. با استفاده از این منطق، هیچ متغیری درون برنامه بیش از اندازه بزرگ نمی‌شود که این خود باعث برخط‌ماندن داده‌برداری می‌شود. براساس این الگوریتم، داده‌هایی که از حسگر وارد نرم‌افزار می‌شوند وارد صف شده و داده‌هایی که توسط نرم‌افزار مورد پردازش قرار می‌گیرند، از همین صف خارج می‌شوند. چنان چه سرعت داده‌برداری (واردشدن به صف) از سرعت پردازش داده‌ها (خارج شدن از صف) بیشتر باشد، اندازه صف تا مقدار مشخصی بزرگ شده و داده‌ها در



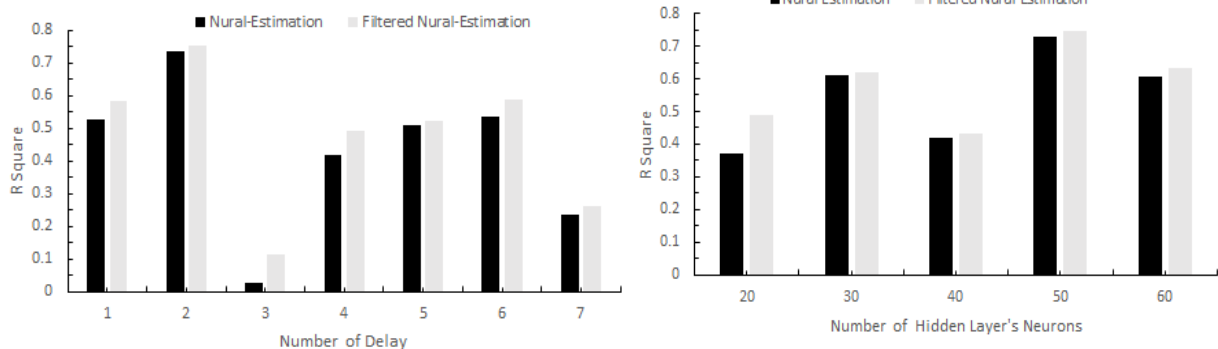
نمودار ۶) خروجی تخمین‌زده‌شده (در دو حالت فیلترشده و فیلترنشده) شبکه عصبی و مقایسه آن با مقادیر واقعی موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو در حالت فعالیت بدون وزن



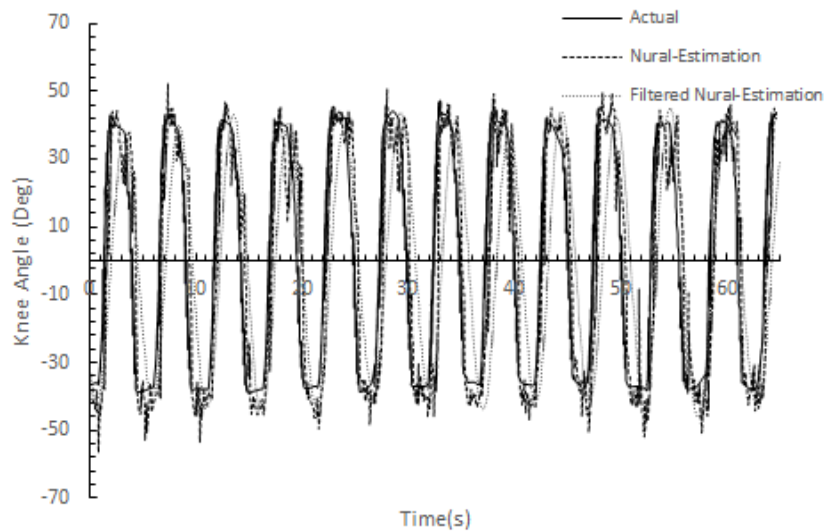
نمودار ۷) خروجی تخمین‌زده شده (در دو حالت فیلتر شده و فیلتر نشده) شبکه عصبی و مقایسه آن با مقادیر واقعی سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در حالت فعالیت بدون وزن



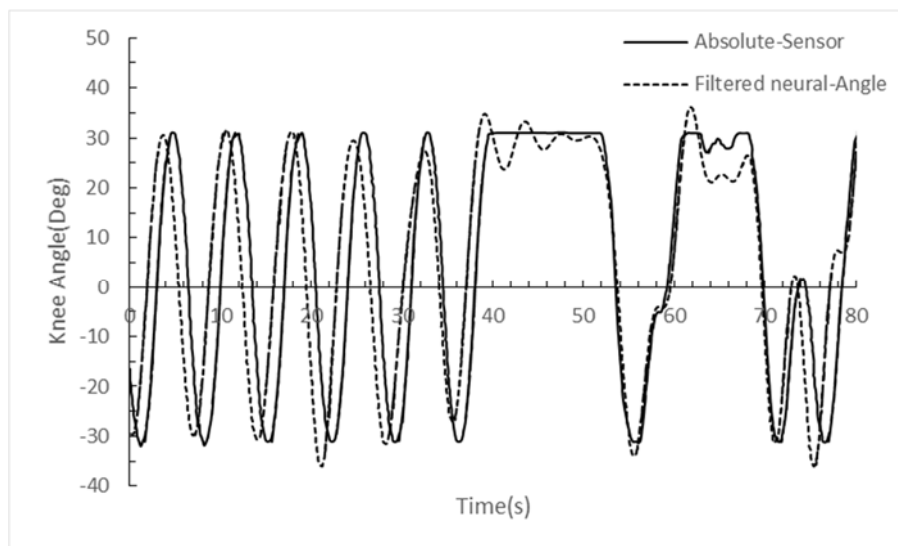
شکل ۵) ساختار کنترلی در نظر گرفته‌شده برای پروتز زانو در حالت تخمین برخط زاویه زانو در فاز سوینگ



نمودار ۸) تاثیر میزان تاخیر و تعداد نورون‌های لایه‌های مخفی در دقت تخمین شبکه عصبی در حالت برخط



نمودار ۹) نمونه‌ای از نتایج آزمون برخط زاویه مفصل زانو و تخمین زاویه توسط شبکه عصبی آموزش داده شده



نمودار ۱۰) زاویه مفصل زانو برگرفته شده از انکدر مطلق و زاویه خروجی فیلترشده از شبکه عصبی در آزمون برخط پروتز زانو

برخط زاویه پروتز زانو انجام شده است. پس از طراحی و ساخت پروتز به انجام آزمون‌های خارج از خط به منظور بررسی سیگنال‌های الکترومایوگرافی و نحوه نگاشت این نوع سیگنال‌ها به متغیرهای سینماتیکی پرداخته شده است. نتایج بیانگر دقت ۰/۸۵ معیار

نتیجه گیری

در این مقاله مکانیزم پروتز زانو طراحی و ساخته شده است و با طراحی یک رابط کنترلی برخط با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی برگرفته شده از ماهیچه‌های فعال ران کاربر کنترل

Materials Research. 2011;403-408:1999-2006.

4- Wu SK, Shen X. Lower-limb robotic devices: Controls and design. University of Alabama Libraries. 2012;3511205:113.

5- Wu SK, Waycaster G, Shen X. Electromyography-based control of active above-knee prostheses. Control Engineering Practice. 2011;19(8):875-882.

6- Waycaster G, Wu S, Shen X. Design and control of a pneumatic artificial muscle actuated above-knee prosthesis. Journal of Medical Devices. 2011;5(3):1-9.

7- Martinez-villalpando EC, Mooney L, Elliott G, Herr H. Antagonistic active knee prosthesis. A metabolic cost of walking comparison with a variable-damping prosthetic knee. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS; 2011 Aug 30; Boston, Massachusetts USA: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2011. pp. 8519-8522.

8- Borjani R, Lim JJ, Khamesee MB, Melek WW. The design of an intelligent mechanical active prosthetic knee. 34th Annual Conference of IEEE Industrial Electronics; 2008 Dec; Boston: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2008. pp. 3016-3021

9- Brescianini D, Andrea RD. Design, modeling and control of an omni-directional aerial vehicle. International Conference on Robotics and Automation (ICRA); 2016 May 16-21; Stockholm, Sweden: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2016. pp. 3261-3266.

10- Sup F, Bohara A, Goldfarb M. Design and control of a powered transfemoral prosthesis. The International Journal of Robotics Research. 2008;27(2):263-273.

11- Goldfarb M, Varol HA, Goldfarb M. Volitional control of a prosthetic knee using surface electromyography. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2011;58(1):144-151.

12- Sup F, Varol HA, Goldfarb M. Upslope walking with a powered knee and ankle prosthesis: Initial results with an amputee subject. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2011;19(1):71-78.

13- Kamnik R, Vitiello N, Lefeber D, Pasquini G, Munich M, Brussel VU. Online Phase Detection Using Wearable Sensors for Walking with a Robotic Prosthesis. 2014;2776-2794.

14- Sun J, Voglewede PA. Powered transtibial prosthetic device control system design, implementation, and bench testing. Journal of Medical Devices. 2016; 8(1): 011004.

15- Young AJ, Smith LH, Rouse EJ, Hargrove LJ. A comparison of the real-time controllability of pattern recognition to conventional myoelectric control for discrete and simultaneous movements. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2014;11:5.

16- Hargrove LJ, Huang H, Schultz AE, Lock BA, Lipschutz R, Kuiken TA. Toward the development of a neural interface for lower limb prosthesis control. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2009 Sep 3-6; Minneapolis, MN: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2011.

17- Spanias JA, Perreault EJ, Hargrove LJ. Detection of and compensation for EMG disturbances for powered lower limb prosthesis control. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2015; 24(2): 226-234.

18- Young AJ, Hargrove AJ. A classification method for user-independent intent recognition for transfemoral amputees using powered lower limb prostheses. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation

مربع‌آر در تخمین زاویه مفصل زانو و دقت ۰/۹۵ معیار مربع‌آر در تخمین سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در حالت خارج از خط هستند. پس از به‌دست‌آمدن نتایج قابل قبول در آزمون‌های خارج از خط تخمین متغیرهای سینماتیکی مفصل زانو، رابط کاربری به‌صورت برخط در نرم‌افزار لیبویو طراحی و بر روی پروتز زانوی ساخته‌شده پیاده‌سازی شد. نتایج آزمون‌های برخط بیانگر ردیابی مناسب رابط کنترلی برخط طراحی شده است. همچنین، با توجه به نوع آزمون‌های انجام‌شده نتایج بیانگر مقاومت روش به‌کارگرفته در مقابل ذات متغیر با زمان سیگنال‌های الکترومایوگرافی است.

تشکر و قدردانی: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

تأییدیه اخلاقی: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

تعارض منافع: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

سهم نویسندگان: شایان جنتی (نویسنده اول)، نگارنده مقدمه/ پژوهشگر اصلی/ تحلیلگر آماری/ نگارنده بحث (۵۰٪); موسی آیتی (نویسنده دوم)، پژوهشگر اصلی/ تحلیلگر آماری (۲۵٪); عقیل یوسفی کما (نویسنده سوم)، پژوهشگر اصلی/ تحلیلگر آماری (۲۵٪).

منابع مالی: موردی از سوی نویسندگان ذکر نشده است.

فهرست علائم

L	طول ثابت (m)
x	طول متغیر (m)
τ	گشتاور (N.m)
F	نیرو (N)
l	طول گام پیچ انتقال قدرت (m)
T_d	گشتاور راندن (N.m)
η_1	بازده نرمال پیچ انتقال قدرت
T_p	گشتاور پیش بار (N.m)
F_{pr}	نیروی پیش بار (N)
d	قطر پیچ انتقال قدرت (m)
N	تعداد دندانه‌های پولی
\dot{x}	سرعت خطی (m/s)

علائم یونانی

$\dot{\theta}$	سرعت زاویه‌ای (Rad/s)
γ	ضریب تبدیل پولی
θ	زاویه ثابت بین دو لینک مفصل زانو (Rad)
β	زاویه پیچ (Rad)
α	زاویه اولیه مفصل زانو (Rad)

منابع

- 1- Popovic D, Tomovic R, Tepavac D, Schwirtlich L. Control aspects of active above-knee prosthesis. International Journal of Man-Machine Studies. 1991;35(6):751-767.
- 2- Aeyels B, Peeraer L, Vander Sloten J, Van der Perre G. Development of an above-knee prosthesis equipped with a microcomputer-controlled knee joint: first test results. Journal of Biomedical Engineering. 1992;14(3):199-202.
- 3- Liu M, Datseris P, Huang HH. A Prototype for smart prosthetic legs-analysis and mechanical design. Advanced

- Robot and Human Interactive Communication; 2010 Sep 13-15; Viareggio, Italy: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2010.
- 24- Varol HA, Sup F, Goldfarb M. Multiclass real-time intent recognition of a powered lower limb prosthesis. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2010;57(3):542-551.
- 25- Young AJ, Kuiken TA, Hargrove LJ. Analysis of using EMG and mechanical sensors to enhance intent recognition in powered lower limb prostheses. Journal of Neural Engineering. 2014;11(5):056021.
- 26- Winter DA. Biomechanics and motor control of human Movement. 4th edition. New Jersey: John Wiley & Sons; 2009.
- 27- Robinson DW. Design and analysis of series elasticity in closed-loop actuator force control [Dissertation]. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology; 2000.
- 28- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000;10(5):361-374.
- 29- Hakonen M, Piitulainen H, Visala A. Current state of digital signal processing in myoelectric interfaces and related applications. Biomedical Signal Processing and Control. 2015;18:334-359.
- Engineering. 2015; 24(2): 217-225.
- 19- Huang H, Kuiken TA, Lipschutz RD. A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2009;56(1):65-73.
- 20- Peeraer L, Aeyels B, Van der Perre G. Development of EMG-based mode and intent recognition algorithms for a computer-controlled above-knee prosthesis. Journal of Biomedical Engineering. 1990;12(3):178-182.
- 21- Jin D, Zhang R, Zhang J, Wang R, Gruver WA. An intelligent above-knee prosthesis with EMG-based terrain identification. Smc 2000 conference proceedings. 2000 ieee international conference on systems, man and cybernetics. 'cybernetics evolving to systems, humans, organizations, and their complex interactions'; 2000 Oct 8-11; Nashville, TN: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2000.
- 22- Meng M, Luo Z, She Q, Ma Y. Automatic recognition of gait mode from emg signals of lower limb. The 2nd International Conference on Industrial Mechatronics and Automation; 2010 May 30-31; Wuhan, China: IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers); 2010.
- 23- Ceseraciu E, Reggiani M, Sawacha Z, Sartori M, Spolaor F, Cobelli C, et al. SVM classification of locomotion modes using surface electromyography for applications in rehabilitation robotics. 19th International Symposium in