

## تحریک عملگر از جنس کامپوزیت فلز پلیمر یونی با استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی به روش دسته‌بندی فازی

مصطفی صلواتی<sup>۱</sup>، حسین معین خواه<sup>۲\*</sup> و حسین رحمانی<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه سیستان و بلوچستان، زاهدان، ایران

<sup>۲</sup> استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه سیستان و بلوچستان، زاهدان، ایران

یادداشت تحقیقاتی، تاریخ دریافت: ۱۳۹۹/۰۱/۱۶؛ تاریخ بازنگری: ۱۳۹۹/۰۸/۰۷؛ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۹/۱۵

### چکیده

کامپوزیت‌های فلز پلیمر یونی گروه جدیدی از مواد پلیمری فعال الکتریکی هستند که با اعمال ولتاژ و در نتیجه حرکت کاتیون‌های داخل پلیمر، دچار تغییر شکل مکانیکی می‌شوند. این مواد کاربردهای زیادی در علوم مختلف از قبیل، رباتیک، تجهیزات مهندسی پزشکی و ماهیچه‌های مصنوعی دارند. در این مقاله به منظور تحریک عملگر از سیگنال‌های الکترومیوگرافی استفاده می‌شود. سیگنال الکترومیوگرافی یک روش برای ثبت فعالیت الکتریکی تولید شده توسط فایبرهای عضلانی و واحدهای حرکتی است. سیگنال الکترومیوگرافی تولید شده توسط انقباض عضلات ساعد دست به عنوان عامل کنترلی جهت تحریک عملگر مورد نظر استفاده می‌شود. به منظور دسته‌بندی سیگنال‌های ماهیچه و تشخیص نوع انقباض، از سیستم دسته‌بندی فازی استفاده می‌شود. در این پژوهش سیستم فازی به دلیل عدم استفاده از یک مدل ریاضی از سیستم مورد توجه قرار گرفته است. به دلیل این‌که سیگنال‌های تولید شده از عضلات فلکسور کاربری دست ضعیف می‌باشند، به منظور تغییر شکل بیش‌تر عملگر، سیگنال‌های الکترومیوگرافی قبل از اعمال به عملگر تقویت می‌شوند. نتایج آزمایشگاهی حاصل در این پژوهش، توانایی عملگر کامپوزیت فلز پلیمر یونی را به عنوان ماهیچه مصنوعی که با سیگنال‌های الکترومیوگرافی تحریک می‌شود را تایید می‌نماید.

**کلمات کلیدی:** الکترومیوگرافی؛ سیستم فازی؛ کامپوزیت فلز پلیمر یونی؛ ماهیچه مصنوعی.

## Actuation of an Ionic Polymer Metal Composite Actuator with EMG Signal by Using Fuzzy Clustering Method

M. Salavati<sup>1</sup>, H. Moeinkhah<sup>2,\*</sup>, H. Rahmani<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Ms.C. Graduate, Department of Mechanical Engineering, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran.

<sup>2</sup> Asst. Prof., Department of Mechanical Engineering, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran.

### Abstract

Ionic polymer metal composites, IPMCs, are a novel class of electro-active polymers (EAPs) which bends in response to a relatively low electrical voltage due to the motion of cations in the polymer membrane. IPMC materials have wide range of applications in robotics, biomedical devices and artificial muscles. This paper presents a fuzzy logic approach to electromyogram (EMG) pattern recognition for an IPMC actuating system with EMG signal. EMG signals generated by the contraction of muscles in the human forearm were used as an electrical stimulus for actuating the IPMC actuator. EMG is a method of recording and quantifying the electrical activity produced by muscle fibers of motion units. Fuzzy inference system can be used to map an input feature onto an output class. Fuzzy data clustering was used to categorize the muscle signals and recognize the contraction of the muscle. Also we need to consider the mechanical design matters such as light weight and small size with flexible behavior. The IPMC in particular has been vastly applied to the artificial muscle because it is driven by a relatively low input voltage. This EMG signal generated from the human flexor Carpi ulnaris muscle was pre-amplified before transferring to IPMC for achieving the large bending behavior of this actuator. The experimental results, confirm ability of IPMC as artificial muscle which actuating with EMG signals.

**Keywords:** Artificial Muscle; Fuzzy System; Electromyography; Ionic Polymer Metal Composite.

## ۱- مقدمه

طی دهه‌های گذشته، تعداد افرادی که از نارسایی‌های حرکتی و صدمات ناشی از ضربه به مغز رنج می‌برند، افزایش قابل توجهی داشته است. توان‌بخشی به دلایلی از قبیل، افزایش میانگین سن جامعه و انجام فعالیت‌هایی با خطر بالا مهم و کاربردی است. در این میان، دست به عنوان عضوی که بیشترین تعامل را با جهان خارج بدن دارد، بیشتر تحت تاثیر حوادث قرار می‌گیرد. در گذشته دستگاه‌های توان‌بخشی صرفاً به صورت مکانیکی بوده و هیچ‌گونه بازخوردی از میزان تاثیر فعالیت توان‌بخشی ارائه نمی‌دادند؛ همچنین اکثر این تجهیزات از الکتروموتورها برای تولید نیروی راه اندازی استفاده می‌کردند که این امر باعث افزایش وزن و عدم سازگاری با سیستم زیستی انسان می‌شد؛ بنابراین جایگزین کردن محرک‌های قدیمی با محرک‌هایی که سبک بوده و سازگار با بدن انسان باشند، امری اجتناب ناپذیر است. اخیراً در طراحی سیستم‌های توان‌بخشی استفاده از مواد هوشمند به‌عنوان عملگر بسیار مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. از جمله خصوصیات مکانیکی که این مواد باید داشته باشند، وزن کم، اندازه کوچک و رفتار انعطاف‌پذیر است. از این بین کامپوزیت‌های فلز پلیمر یونی دارای پتانسیل بسیار مناسبی هستند که می‌توان از این کامپوزیت‌ها به‌عنوان ماهیچه مصنوعی استفاده کرد [۱، ۲]. از جمله مزیت‌های کامپوزیت‌های فلز پلیمر یونی، ساخت نسبتاً آسان آن‌ها، ولتاژ تحریک اندک و سازگاری با محیط درون بدن است. کامپوزیت فلز پلیمر یونی از یک غشای پلیمری تشکیل می‌شود که بین دو الکتروود با رسانایی بالا ساندویچ شده است و می‌توان آن را در ابعاد و اندازه‌های گوناگون با توجه به کاربرد مورد نظر تولید نمود. به‌طور معمول غشای پلیمری از جنس نفیون و جنس الکتروودها از پلاتین است. اساس عملکرد آن هم بدین‌گونه است که اختلاف پتانسیل اعمال شده به این دو الکتروود، باعث حرکت یون‌های با بار مخالف درون غشای پلیمری و جمع شدن یون‌ها به یک سمت شده که در نتیجه حرکت خمشی عملگر حاصل می‌شود [۳-۵].

یکی از روش‌های تحریک این نوع از عملگرها استفاده از سیگنال‌های زیستی بدن انسان یا همان سیگنال‌های الکترومیوگرافی است. جین و همکاران [۶] از اولین کسانی

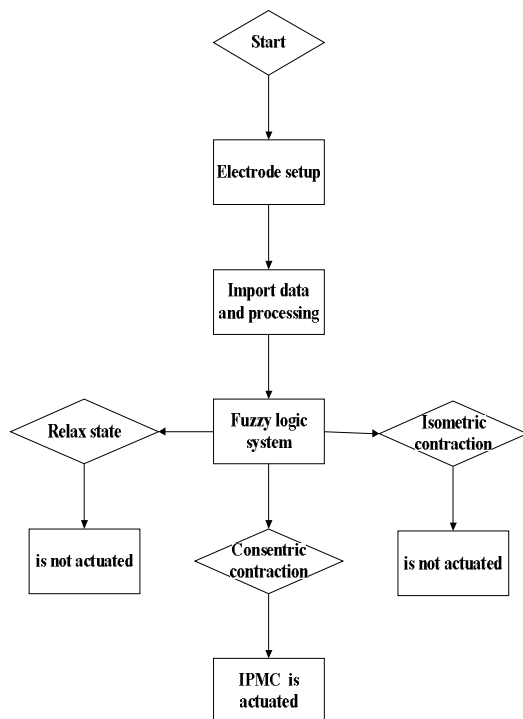
بودند که از سیگنال‌های الکترومیوگرافی جهت تحریک این دسته از عملگرها بهره گرفتند. باتجاریا و همکاران [۷] نیز استفاده از کامپوزیت فلز پلیمر یونی به‌عنوان سنسور الکترومیوگرام را گزارش کردند.

امروزه با بکارگیری سیگنال‌های الکترومیوگرافی در توان‌بخشی اطلاعات مفیدی درباره‌ی ناهنجاری‌های عصبی عضلانی، تغییرات آناتومیکی و فیزیولوژیکی بدست می‌آید [۸]. الکترومیوگرافی روشی در جهت ثبت و کمی‌سازی فعالیت‌های الکتریکی تولید شده توسط عضلات است. سیگنال‌های الکترومیوگرافی ضبط شده تحت تاثیر عواملی نظیر بافت چربی، دمای ماهیچه، سطح مقطع و طول ماهیچه می‌باشند. گام اصلی در کنترل پروتوزهای مبتنی بر سیگنال‌های الکترومیوگرافی، دقت در تشخیص قصد کاربر بر اساس سیگنال الکترومیوگرافی است. در حقیقت، سیگنال الکترومیوگرافی شامل اطلاعاتی درباره عضله منقبض شده و حرکات ناشی از آن است [۹].

از نخستین تلاش‌ها برای کنترل سیستم‌های توان‌بخشی با استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی می‌توان به پژوهش هادگین و همکاران [۱۰] در سال ۱۹۹۳ اشاره کرد. آن‌ها از سیگنال الکترومیوگرافی به عنوان ورودی کنترلی در پروتوزهای توان‌بخشی استفاده کردند. در سال ۲۰۰۵ آجی‌بوی و همکاران [۱۱]، یک سیستم مبتنی بر منطق فازی به‌منظور تشخیص الگو برای کنترل پروتوزها معرفی نمودند. الگوریتم فازی بکار گرفته شده توسط آن‌ها موفقیت در طبقه‌بندی سیگنال‌های الکترومیوگرافی را نشان داد. استفاده از الگوریتم فازی به دلیل تعداد پارامترهای کمتر و سادگی در طراحی نسبت به شبکه عصبی اجرایی‌تر و بهتر است. در سال ۲۰۰۶ ریز و همکاران، روش‌هایی در تحلیل، شناسایی، پردازش، طبقه‌بندی و بکارگیری سیگنال‌های الکترومیوگرافی معرفی نمودند [۱۲]. آن‌ها الگوریتم‌های هوشمند را در تشخیص الگوی سیگنال‌های الکترومیوگرافی به‌کار بردند. در سال ۲۰۰۷ [۱۳]، یاکاشیوا و همکاران از الکترومیوگرافی برای کنترل دست رباتیکی با استفاده از روش ماشین بردار پشتیبان استفاده نمودند. مطالعات متعددی نیز به‌منظور طبقه‌بندی ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی انجام شده که از آن میان می‌توان به سوارس و همکاران اشاره کرد [۱۴]. آن‌ها یک سیستم پروتوزی مبتنی

## ۲- ثبت سیگنال الکترومیوگرافی و پردازش آن

ثبت سیگنال الکترومیوگرافی از دو گونه انقباض ایستا و انقباض درونگرا صورت گرفته است. در انقباض ایستا عضلات در مقابل فشار، به طور مثال نگه داشتن وزنه، بدون تغییر در طول، نیرو تولید کرده و از این طریق عمل می‌کنند. در نتیجه زاویه مفاصل تغییر نمی‌کند. در انقباض درونگرا برخلاف انقباض ایستا، طول عضله کوتاه شده و زاویه مفاصل تغییر می‌کند.



شکل ۱- نمودار تحریک عملگر با سیگنال‌های الکترومیوگرافی

محل قرارگیری الکتروود از جمله موارد مهم در ثبت سیگنال الکترومیوگرافی است. الکتروودها باید در وسط عضله و به دور از تاندون‌ها و لبه‌ی عضله قرار گیرند تا یک سیگنال قوی و صحیح ثبت گردد؛ همچنین عضلات نباید در زیر الکتروود جابه‌جا گردند و در طول انقباض الکتروود نباید حرکت بنمایند. دو نوع انقباض درونگرا و ایستا به ترتیب در شکل ۲ و شکل ۳ نشان داده شده‌اند. پردازش‌گرهای ریشه میانگین مجذور و انتگرال، معمول‌ترین پردازش‌گرها می‌باشند که روی پارامترهای زمانی به صورت متفاوت تاثیر می‌گذارند.

بر سیگنال‌های الکترومیوگرافی را با استفاده از تشخیص الگو براساس شبکه عصبی طراحی نمودند. در سال ۲۰۱۰ خوکار و همکاران [۱۵]، روی تشخیص الگو برای طبقه‌بندی حالات دست تاکید کردند. آن‌ها با موفقیت از آن در کنترل موقعیت پروتزهای مختلف برای افراد دارای قطع عضو استفاده کردند. کیم و همکاران [۱۶]، یک دست رباتیکی و فرآیند کنترل آن را تشریح نمودند. از جمله دیگر کاربردهای الکترومیوگرافی استفاده آن در فیدبک زیستی است. با استفاده از فیدبک زیستی فعالیت عضله می‌تواند تحت کنترل قرار بگیرد [۱۷]. از جمله دیگر پژوهش‌های صورت گرفته در زمینه استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی برای کاربردهای توان‌بخشی به‌طور خلاصه می‌توان به مراجع [۱۸-۲۲] اشاره کرد.

در این پژوهش، عملگر کامپوزیتی فلز پلیمر یونی به عنوان ماهیچه مصنوعی مورد بررسی قرار می‌گیرد. بدین صورت که عملگر با کمک سیگنال‌های الکترومیوگرافی گرفته شده از ساعد دست تحریک می‌شود و میزان تغییر شکل آن اندازه‌گیری می‌شود. جهت دسته‌بندی سیگنال‌های ماهیچه و تحریک عملگر برای اولین بار از روش دسته‌بندی فازی استفاده شده است. از طرفی تجهیزات آزمایشگاهی به‌کار رفته در پژوهش حاضر قابل دسترس و نسبتاً ارزان می‌باشند.

روش‌های مبتنی بر منطق فازی به دلیل قابلیت مقابله با عدم قطعیت و طراحی ساده تا کنون جهت تحلیل و کنترل سیستم‌های غیرخطی و پیچیده بسیار مورد توجه قرار گرفته است. از آن میان می‌توان به استفاده از منطق فازی در کنترل مواد هوشمند [۲۳] کنترل رباتیک [۲۴]، سیستم‌های توان-بخشی [۲۵] و روش‌های درمان بیماری‌ها [۲۶] اشاره کرد.

شمای کلی از فعالیت‌های صورت گرفته در این پژوهش در شکل ۱ قابل مشاهده است. سایر قسمت‌های پژوهش در ادامه به‌طور خلاصه شرح داده شده است. در بخش دوم نحوه ثبت سیگنال و پردازش آن مورد بررسی قرار خواهد گرفت. سیستم دسته بندی فازی و نحوه استفاده از آن در قسمت سوم تحت بررسی قرار خواهد گرفت. در بخش چهارم تجهیزات آزمایشگاهی و نتایج حاصل از ثبت سیگنال و اعمال آن به عملگر کامپوزیتی فلز پلیمر یونی ارائه شده است. در نهایت در بخش پنجم به نتیجه‌گیری پرداخته شده است.

غیرفعال است. این شاخص برای حالت دیگر سیگنال، یعنی انقباض درونگرا نیز بکار گرفته شده است [۲۷، ۲۸]. پردازشگر ریشه میانگین مجذور<sup>۱</sup>، یکی از حساس‌ترین و مهم‌ترین شاخص‌ها است که تخمین مناسبی از نیروی ماهیچه ارائه می‌دهد. اگر دامنه آن بین ۰ تا ۳۰ میکروولت باشد، بدان معنی است که عضله غیرفعال است، اگر بین ۳۰ تا ۱۰۰ میکروولت باشد، بیانگر انقباض درونگرا است و اگر دامنه آن بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ میکروولت باشد، نشان‌دهنده انقباض ایستا است. شکل‌های ۴ و ۵ معیارهای گفته شده را برای انقباضات ایستا و درونگرا نشان می‌دهند. تاثیر پردازشگر مشتق روی سیگنال انقباضات درونگرا و ایستا در شکل‌های ۴(b) و ۵(b) نشان داده شده است. به دلیل نوسانات زیاد و رفتار ناپایدار، از شاخص مشتق صرف‌نظر می‌شود و دو شاخص انتگرال و ریشه میانگین مجذور برای ساخت توابع عضویت، مورد استفاده قرار می‌گیرند.

### ۳- سیستم دسته‌بندی فازی

سیستم فازی به منظور ایجاد ارتباط بین ویژگی ورودی و گروه خروجی بکار می‌رود. سیستم فازی از چهار بخش تشکیل شده است. فازی‌ساز در ورودی که مقدار عددی متغیرها را به یک مجموعه فازی مرتبط می‌سازد. پایگاه قواعد فازی که مجموعه‌ای از قواعد اگر-آنگاه است. موتور استنتاج فازی که ورودی‌ها را با یک سری اعمال به خروجی تبدیل می‌کند و فازی زدایی که خروجی فازی را به صورت عدد مشخص می‌نماید. در این مقاله، از سیستم فازی نوع ممدانی به منظور بدست آوردن نتایج دقیق استفاده شده است. اطلاعات موجود در سیگنال الکترومیوگرافی را می‌توان برای استخراج ویژگی و دسته‌بندی استفاده کرد. هدف از استخراج ویژگی، کاهش فضای داده‌ها و رسیدن به عملکرد بهتر است.

دسته‌بندی‌ها معمولاً یا براساس سیستم‌های کلاسیک است یا براساس سیستم‌های فازی. دسته‌بندی کلاسیک بیانگر حضور یا عدم حضور یک عضو در مجموعه است. در صورتی که در دسته‌بندی فازی داده‌ها با درجه عضویت‌های

پارامترهای زمانی شامل زمان شروع فعالیت، زمان پایان فعالیت، مدت زمان فعالیت و زمان رسیدن به حداکثر فعالیت می‌باشند. پارامترها به صورت گسترده برای درک زمان‌بندی عضلات در انواع مختلفی از حرکات استفاده می‌گردند. آستانه یابی یکی از روش‌های متداول برای زمان‌بندی سیگنال است. صحت و اعتبار محاسبه شروع و پایان سیگنال، به تعیین صحیح آستانه بستگی دارد. یک روش برای تعیین آستانه، براساس درصدی از مقدار حداکثر فعالیت در یک محدوده مشخص از سیگنال است. پس از تعیین آستانه، زمان شروع و پایان محاسبه می‌شود. زمانی که سیگنال از آستانه فراتر می‌رود، زمان شروع فعالیت و زمانی که به زیر آستانه نزول می‌کند، زمان پایان فعالیت است. برای انقباض ایستا، اگر سیگنال از آستانه ۱۰ میکروولت - سمپل عبور کند، عضله فعال و اگر از ۲۰ میکروولت - سمپل عبور کند، عضله

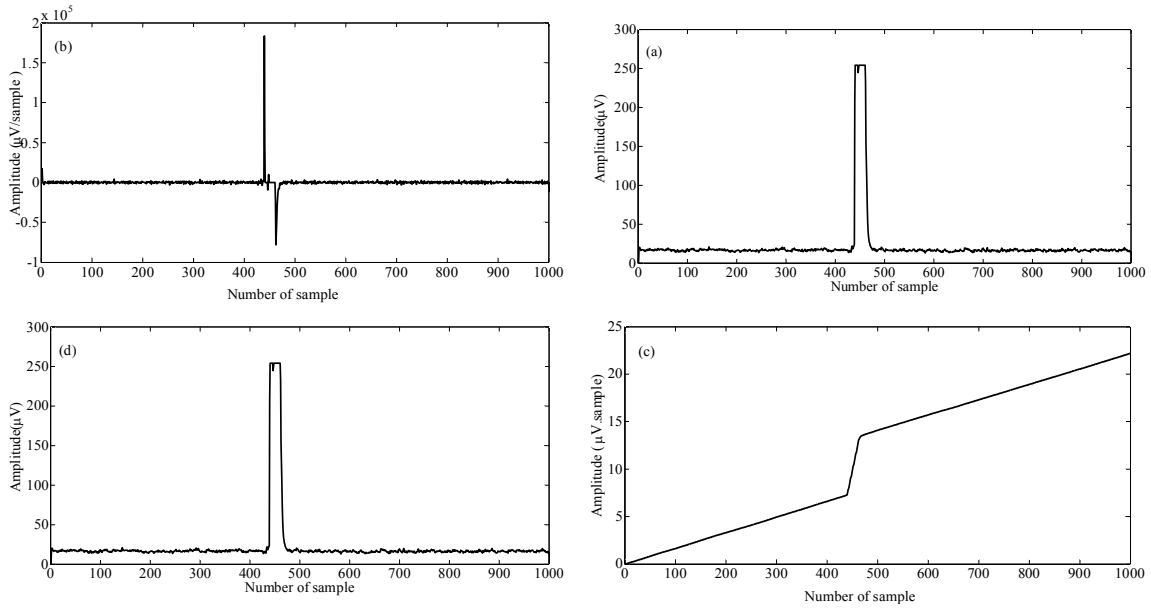


شکل ۲- انقباض درونگرا

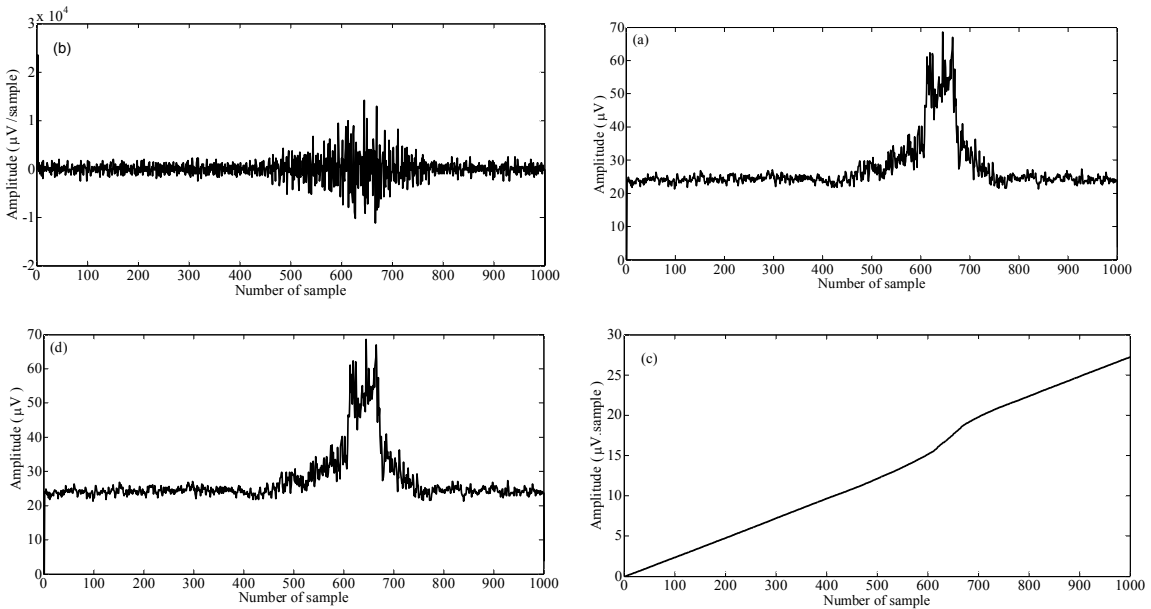


شکل ۳- انقباض ایستا

<sup>1</sup> Root Mean Square (RMS)



شکل ۴- به ترتیب سیگنال خام (a) و پردازشگرهای مشتق (b)، انتگرال (c) و ریشه میانگین مجذور (d) برای انقباض ایستا



شکل ۵- سیگنال خام (a) و پردازشگرهای مشتق (b)، انتگرال (c) و ریشه میانگین مجذور (d) برای انقباض درونگرا

متفاوت به طور همزمان در چند گروه عضویت دارند. روش فازی روی داده‌های عددی، کیفی یا مخلوطی از این دو قابل اجرا است. در این مقاله، دسته‌بندی داده‌های کمی مورد نظر است. داده‌ها معمولاً از طریق اندازه‌گیری بدست می‌آیند. هر اندازه‌گیری در یک بردار ستونی

یک مجموعه از  $N$  اندازه‌گیری با  $Z_k = \{Z_{1k}, Z_{2k}, \dots, Z_{nk}\}^T$  قرار می‌گیرد.  $Z_k \in R^n$  نشان داده می‌شود و در یک ماتریس  $N \times N$  قرار می‌گیرد [۲۹].

مکانیک سازه‌ها و سازه‌ها / سال ۱۳۹۹ / دوره ۱۰ / شماره ۴

مجموعه فازی انقباض ایستا در نظر گرفته می‌شود. یک سری قوانین شامل عبارات اگر-آنگاه آن‌چنان به کار گرفته شده است که برای هر ورودی حداقل یک قانون وجود داشته باشد. سپس نتایج حاصل از قوانین با کمک الگوریتم موم (Mean of Maximum) فازی زدایی می‌شوند. الگوریتم موم به‌طور گسترده در کاربردهای تشخیص الگو و دسته‌بندی بکار گرفته می‌شود؛ بدین صورت که خروجی سیستم فازی تنها یک عدد است. همان‌طور که در شکل ۶ مشخص است، به ازای مقادیر انتگرال در بازه ۱۰ تا ۲۰ میکروولت - سمپل و ریشه میانگین مجذور در محدوده ۳۰ تا ۱۰۰ میکروولت، خروجی فازی عدد ۲ است که نشان دهنده انقباض درونگرا است. برای انتگرال در بازه ۱۰ تا ۲۰ میکروولت - سمپل و ریشه میانگین مجذور بین ۱۰۰ تا ۳۰۰ میکروولت، خروجی فازی عدد ۳ است که بیانگر انقباض ایستا است. برای سایر بازه‌ها هم خروجی فازی عدد ۱ است که حالت غیرفعال عضله را مشخص می‌سازد.

#### ۴- تجهیزات آزمایشگاهی و بحث در نتایج

به‌منظور بررسی رفتار عملگر کامپوزیت فلز پلیمر یونی که با سیگنال‌های الکترومیوگرافی تحریک می‌شود، ابتدا الکترودها روی عضلات ساعد دست قرار می‌گیرند. بر اساس نمودار ۱، ابتدا الکترودها در موقعیت مطلوب نصب می‌شود. محل دقیق نصب الکترودها براساس سعی و خطا بدست آمده است. داده‌های بدست‌آمده از سنسور با استفاده از بسته رابط سخت افزاری متلب برای آردوینو، به برد آردوینو منتقل می‌شود. ورودی‌های سیستم فازی اطلاعات پردازش شده می‌باشند. سیستم فازی براساس معیارهای گفته شده نوع انقباض را تشخیص داده و کامپوزیت فلز پلیمر یونی را براساس آن تحریک می‌نماید. سیستم سخت افزاری فعال کردن کامپوزیت فلز پلیمر یونی در شکل ۷ نشان داده شده است. در این مطالعه از سنسور سن-۱۱۷۷۶-۱۱ به منظور ثبت فعالیت‌های عضله استفاده می‌شود. از ویژگی‌های این سنسور خروجی آنالوگ و راه‌اندازی با ولتاژ در محدوده  $\pm 18$  ولت است. خروجی سنسور یک سیگنال خام خواهد بود، بلکه یک سیگنال مثبت، آرام و تقویت شده است که به پین صفر آردوینو منتقل می‌شود. آردوینو مگا - ۲۵۶۰ یک برد قدرتمند در اندازه‌گیری داده و کنترل است.

$$Z = \begin{bmatrix} Z_{11} & \dots & Z_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ Z_{n1} & \dots & Z_{nN} \end{bmatrix} \quad (1)$$

در سیستم تشخیص الگو، ستون‌های ماتریس، الگوها و ردیف‌های آن، ویژگی‌ها و  $Z$  به‌عنوان ماتریس داده یا الگو معرفی می‌شود. معادلات ۲ تا ۴ نشان‌دهنده قیود ماتریس دسته‌بندی است.

$$\mu_{ik} \in [0, 1] \quad 1 \leq i \leq c \quad 1 \leq k \leq N \quad (2)$$

$$\sum_{i=0}^c \mu_{ik} = 1 \quad 1 \leq k \leq N \quad (3)$$

$$0 < \sum_{i=0}^N \mu_{ik} < N \quad 1 \leq i \leq c \quad (4)$$

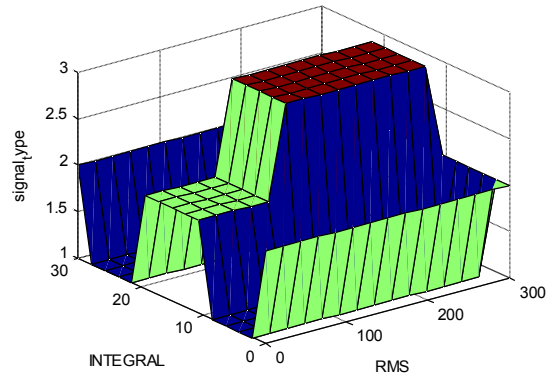
با توجه به معادله (۲) درجه عضویت زیرمجموعه  $\mu_{ik}$  عددی بین صفر و یک است. مجموع درجه عضویت زیر مجموعه‌ها، عددی برابر یک است. فضای دسته‌بندی فازی برای مجموعه  $Z$ ، مجموعه زیر است.

$$M_{fc} = \{U \in R^{c \times n} | \mu_{ik} \in [0, 1], \forall i, k; \sum_{i=1}^c \mu_{ik} = 1, \forall k; 0 < \sum_{k=1}^N \mu_{ik} < N, \forall i\} \quad (5)$$

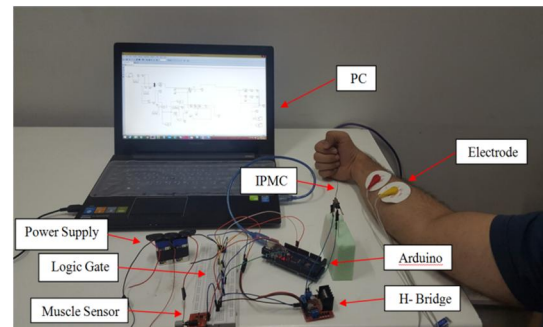
ریشه میانگین مجذور و انتگرال، پارامترهای استخراج شده‌ای می‌باشند که به عنوان ورودی فازی مورد استفاده قرار می‌گیرند. همان‌طور که در بخش پردازش سیگنال گفته شد، شاخص انتگرال به منظور مشخص کردن اینکه عضله فعال یا غیر فعال است، مورد استفاده قرار می‌گیرد، به‌طوری که بازه‌ی ۰ تا ۱۰ میکروولت - سمپل به معنی حالت غیرفعال عضله است و به عنوان یک زیر مجموعه فازی تشکیل می‌شود، بازه ۱۰ تا ۲۰ میکروولت - سمپل به معنی حالت فعال عضله است و زیر مجموعه فازی دیگری را تشکیل می‌دهد و زیر مجموعه فازی دیگری که نشان‌دهنده حالت غیر فعال است، در بازه ۲۰ تا ۳۰ میکروولت - سمپل قرار دارد. برای ورودی دیگر فازی که ریشه میانگین مجذور است، تابع عضویت دوزنقه‌ای برای حالت غیرفعال انتخاب می‌شود. به دلیل وجود چهار پارامتر در این حالت، انتخاب این تابع عضویت مدنظر قرار گرفته است. ریشه میانگین مجذور در بازه‌های ۰ تا ۳۰ میکروولت به عنوان زیرمجموعه فازی غیرفعال، ۳۰ تا ۱۰۰ میکروولت به عنوان زیر مجموعه فازی انقباض درونگرا، ۱۰۰ تا ۳۰۰ میکروولت، به عنوان زیر

همان‌طور که در شکل ۸ نشان داده شده است، مدل سیمولینک جهت دریافت و پردازش سیگنال الکترومیوگرافی از سنسور عصب و عضله طراحی گردیده است. با توجه به شکل ۸، اطلاعات سنسور از طریق پین صفر آردوینو خوانده می‌شود. سپس نوع داده‌های بدست آمده به حالت اعشاری تغییر می‌کند و به دو پردازشگر ریشه میانگین مجذور و انتگرال ارسال می‌شود که همان ورودی‌های سیستم فازی می‌باشند. سیستم فازی سیگنال با ورودی انتگرال در محدوده ۱۰ تا ۲۰ میکرو ولت - سمپل و ورودی ریشه میانگین مجذور در محدوده ۳۰ تا ۱۰۰ میکروولت را به عنوان انقباض درونگرا تشخیص داده و همان‌طور که در شکل ۶ نشان داده شده است، سیستم فازی عدد ۲ را به عنوان خروجی به بلوک سوئیچ ارسال می‌کند. با توجه به اینکه خروجی یک یا دو یا سه باشد خروجی بلوک سوئیچ به صورت زیر خواهد بود:

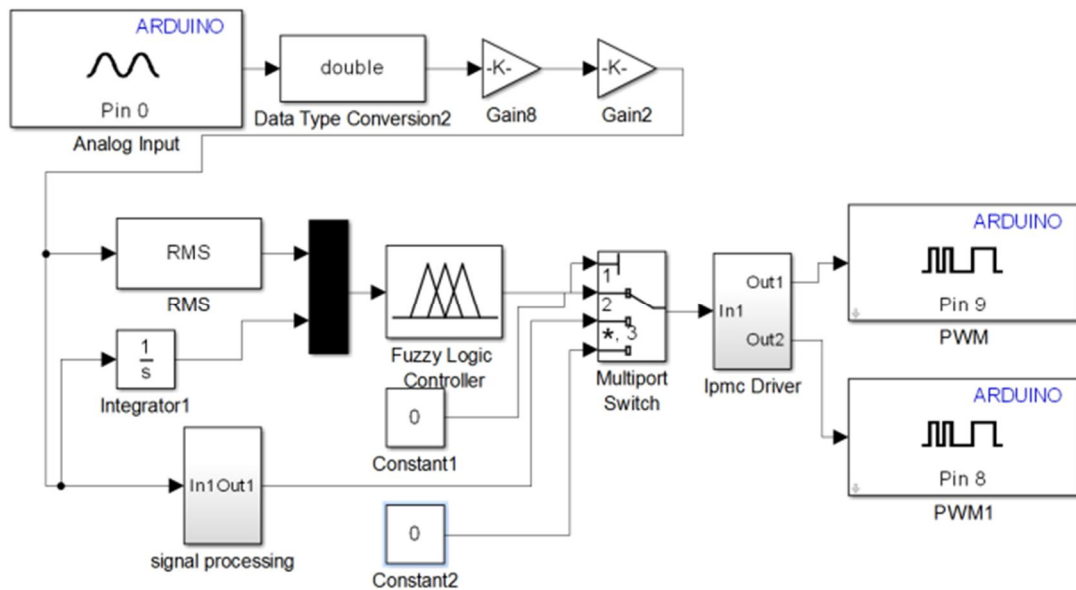
- (۱) اگر خروجی فازی یک باشد، خروجی بلوک سوئیچ صفر خواهد بود.
- (۲) اگر خروجی فازی دو باشد، خروجی بلوک سوئیچ محدوده‌ی انقباض درونگرا است.
- (۳) اگر خروجی فازی سه باشد که بیانگر انقباض ایستا است، خروجی سوئیچ باز هم صفر است.



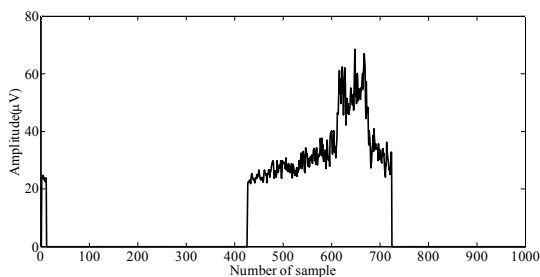
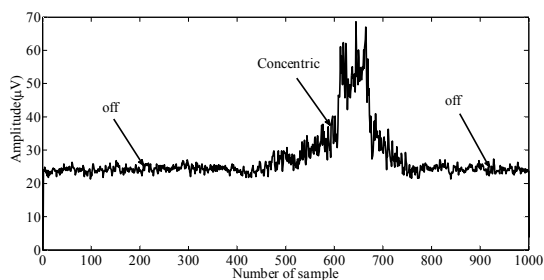
شکل ۶- نمایش ورودی و خروجی فازی



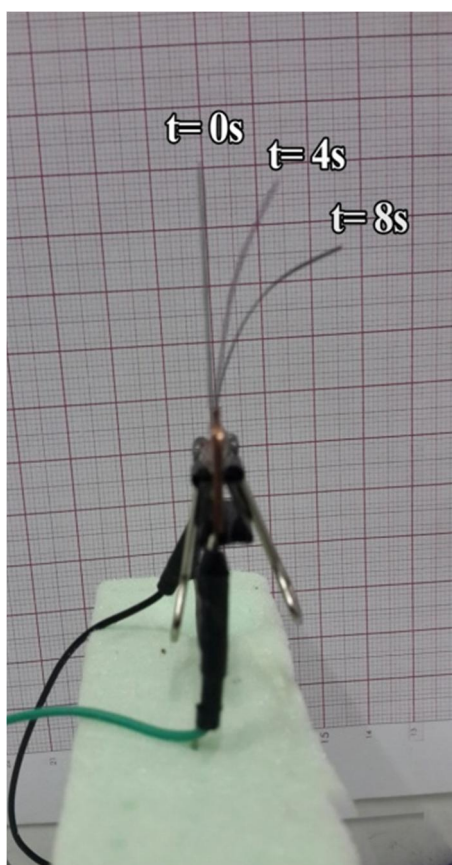
شکل ۷ - تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده



شکل ۸- مدل سیمولینک آپلود شده در آردوینو



شکل ۹- تشخیص محدوده انقباض درونگرا توسط سیستم فازی



شکل ۱۰- تغییر شکل عملگر تحت تحریک کامپوزیت فلز پلیمر یونی با سیگنال الکترومیوگرافی

شکل ۹، نشان‌دهنده توضیحات گفته شده است، محدوده‌ای که سیگنال غیرفعال است، حذف گشته است و محدوده‌ای که انقباض درونگرا داریم، محدوده فعال سیگنال بوده و به درایور و سپس به عملگر انتقال داده می‌شود. عملگر در واکنش به سیگنال انقباض درونگرا، به یک سمت خم می‌شود که این خمش در طی ۸ ثانیه و به میزان ۱۲ میلی‌متر رخ می‌دهد. در شکل ۱۰ خمش عملگر طی ۸ ثانیه نشان داده شده است.

شکل ۱۰، تحریک کامپوزیت فلز پلیمر یونی با استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرافی را نشان می‌دهد. عملگر کامپوزیتی فلز پلیمر یونی در طی عمل با سیگنال‌های الکترومیوگرافی ناشی از انقباض عضلات دست در دمای اتاق، رفتاری خازنی و مقاومتی از خود نشان می‌دهد. این رفتار در بکارگیری آن به‌عنوان ماهیچه مصنوعی نقش مهمی ایفا می‌نماید. تولید نیروی اندک در مقایسه با بافت‌های طبیعی انسان از نقاط ضعف این عملگر است که همین امر سبب طراحی سیستم‌های تقویت‌کننده مکانیکی بسیاری توسط پژوهشگران گردید.

##### ۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، از روش دسته‌بندی فازی برای طبقه‌بندی سیگنال‌های الکترومیوگرافی ناشی از انقباضات مچ دست استفاده شد. سیگنال الکترومیوگرافی، نشانگر فعالیت الکتریکی عضله است که تاثیرپذیری از عوامل مختلف نظیر عوامل آناتومیکی و فیزیولوژیکی بر پیچیدگی آن افزوده است. هر انقباض درونگرا یا برونگرا سیگنال خاص خود را دارد که با توجه به شاخصه‌های ریشه میانگین مجذور، انحراف و مشتق کمی سازی شده و از یکدیگر تمیز داده می‌شوند. پردازشگر ریشه میانگین مجذور تقریب مناسبی از نیروی ماهیچه ارائه می‌دهد، بنابراین یک شاخص مهم در بررسی رفتار عضله است. شاخص مشتق به شدت ناپایدار و بسیار نوسانی است؛ بنابراین معیار مناسبی در تحلیل و زمان‌بندی حرکت عضله نیست. این شاخص برخی از حالات که عضله فعال است را به صورت نادرست، غیرفعال تشخیص می‌دهد و سبب بروز مشکلاتی در زمینه توان‌بخشی می‌گردد. شاخص انحراف به دلایلی نظیر رفتار پایدار و آرام معیار مناسبی برای درک زمان‌بندی عضله است. به دلیل وابستگی این شاخص به



multifunctional prosthesis control. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 13(3): 280-291.

[12] Reaz MBI, Hussain MS, Mohd-Yasin F (2006) Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online* 8(1): 11-35.

[13] Yoshikawa M, Mikawa M, Tanaka K, A myoelectric interface for robotic hand control using support vector machine. *International Conference on Intelligent Robots and Systems* 2723-2728.

[14] Soares A, Andrade A, Lamounier E, Carrijo R (2003) The development of a virtual myoelectric prosthesis controlled by an EMG pattern recognition system based on neural networks. *J Intell Inf Syst* 21(2): 127-141.

[15] Khokhar KO, Xiao ZG, Menon C, Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton. *Biomed Eng Online* 9(1): 41, 2010.

[16] Kim EH, Lee SW, Lee YK (2011) A dexterous robot hand with a bio-mimetic mechanism. *Int J Precis Eng Manuf* 12(2): 227-235.

[17] Herrington L (1996) EMG biofeedback: What can it actually show? *Physiotherapy* 82(10): 581-583.

[18] Yassin M, Abdallah H, Anwer A, Mustafa A, Mahroos A (2017) Rehabilitation Biofeedback Using EMG Signal Based on Android Platform. *30th International Symposium on Computer-Based Medical Systems* 475-480.

[19] Rahmatillah A, Rahma O, Amin M, Wicaksana SI, Ain K, Rulaningtyas R (2018) Post-stroke rehabilitation exoskeleton movement control using EMG signal. *Int J Adv Sci Eng Inf Techno* 8: 616-621.

[20] Priyadarshini RG, Suryarajan R, Prasad J (2018) Development of electromyogram based rehabilitation device for upper limb amputation using neural network. *3rd International Conference on Communication and Electronics Systems* 826-830.

[21] Meng Q, Zhang J, Yang X (2019) Virtual rehabilitation training system based on surface EMG feature extraction and analysis. *J Med Syst* 43(3): 48.

[22] Jephil PB, Acharaya P, Xu PL, Guo K, Yu H, Watsford M, Rong S, Su S (2020) Estimation of ankle joint torque and angle based on S-EMG signal for assistive rehabilitation robots. *Biomed Signal Process* 31-47.

[23] Thinh NT, Yang YS, Oh IK (2009) Adaptive neuro-fuzzy control of ionic polymer metal composite actuators. *Smart Mater Struct* 18(6): 065016.

[24] Fateh MM, Abedinzadeh Shari M (2015) Adaptive fuzzy control of a mobile manipulator robot.

زمان، انقباضات باید در یک بازه زمانی مشخص صورت بگیرند. در ادامه از یک سیستم فازی که پارامترهای آن با توجه به شاخصه‌های ریشه میانگین مجذور و انتگرال مشخص می‌شوند، به منظور دسته بندی سیگنال‌های الکترومیوگرافی و اعمال آن به یک کامپوزیت فلز پلیمر یونی استفاده شد. نتایج آزمایشی بدست آمده کارایی روش دسته بندی فازی را جهت تحریک عملگر کامپوزیت فلز پلیمر یونی به عنوان ماهیچه مصنوعی را تایید می‌کنند.

## ۶- مراجع

[1] Lee S, Kim KJ (2006) Muscle-like linear actuator using an ionic polymer-metal composite and its actuation characteristics. *Smart Mater Struct* 16(8): 616-820.

[2] Shahinpoor M, Kim KJ (2004) Ionic polymer-metal composites: III. Modeling and simulation as biomimetic sensors, actuators, transducers, and artificial muscles. *Smart Mater Struct* 13(2): 1362.

[3] Shahinpoor M, Kim KJ (2001) Ionic polymer-metal composites: I. Fundamental. *Smart Mater Struct* 10(4): 819.

[4] Liu H, Bian K, Xiong K (2019) Large nonlinear deflection behavior of IPMC actuators analyzed with an electromechanical model. *Acta Mech Sin* 35(5): 992-1000.

[5] Salehi Kolahi MR, Moeinkhah H (2020) A theoretical model for analysis of ionic polymer metal composite sensors in fluid environments. *J Appl* 51(1): 21-29.

[6] Jain R, Datta S, Majumder S, (2013) Design and control of an IPMC artificial muscle finger for micro gripper using EMG signal. *Mechatronics* 23(3): 381-394.

[7] Paul A, Dey N, Bhattacharya S (2020). Advancements in instrumentation and control in applied system applications. IGI Global.

[8] MTakaiwa M, Noritsugu T, Ito N, Sasaki D (2011) Wrist rehabilitation device using pneumatic parallel manipulator based on EMG signal. *IJAT* 5(4): 472-477.

[9] Mulas M, Folgheraiter M, Gini G (2005) An EMG-controlled exoskeleton for hand rehabilitation. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics* 371-374.

[10] Hudgins B, Parker P, Scott RN (1993) A new strategy for multifunction myoelectric control. *IEEE Trans Biomed Eng* 40(1): 82-94, 1993.

[11] Ajiboye AB, Weir RF (2005) A heuristic fuzzy logic approach to EMG pattern recognition for

- [27] Bitzer S, Van Der Smagt P (2006) Learning EMG control of a robotic hand: towards active prostheses. *International Conference on Robotics and Automation* 2819-2823.
- [28] Merletti R, Parker PJ (2004) *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons.
- [29] Bar-Cohen Y (2002) Electroactive polymers: Current capabilities and challenges. *Smart Mater Struct* 4965:1-7.
- Journal of Solid and Fluid Mechanics* 5(2): 211-225. (In Persian)
- [25] Sun W, Lin JW, Su SF, Wang N, Er MJ (2020) Reduced adaptive fuzzy decoupling control for lower limb exoskeleton. *IEEE Trans Cybern*.
- [26] Nazari M, Farrokhi M, Nazari M (2019) Fuzzy optimal treatment of AIDS-related non-Hodgkin's cancer. *Journal of Solid and Fluid Mechanics* 9(2): 211-225. (In Persian)