



Design and Manufacturing of Gloves for Intelligent Quantification of Hand Vibration

Naser Hamedani¹, Mohammad Karimi Moridani^{2*}

¹M.Sc., Department of Biomedical Engineering, Faculty of Engineering, South Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

²Assistant professor, Department of Biomedical Engineering, Faculty of Health, Tehran Medical Sciences, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

ARTICLE INFO

Received: 05.05.2021

Revised: 06.18.2021

Accepted: 07.11.2021

Keyword:

Motion recording gloves
Hand vibration
LabVIEW and microcontroller software
Finger joint
Motion analysis

***Corresponding Author:**

Mohammad Karimi Moridani

Email: karimi.m@iautmu.ac.ir

ABSTRACT

This research paper aimed to design and manufacture a sample of motion recording gloves to measure angles and quantify the amount of vibration of the finger joints to obtain a suitable criterion for measuring the amount of hand vibration. This glove can record the intensity of vibration, and by connecting to a computer, it can provide motion and vibration signals in the form of diagrams. The device's hardware includes an ATmega32 microcontroller, an LCD, and six bending sensors used in gloves. The present research used LabVIEW software to show online charts. After repeated tests and optimization of the device, samples were taken from 13 people with hand tremors (patients) and 9 people without hand tremors (healthy). In this sampling method, patients were evaluated in three states of displacement, concentration, and position. After recording the samples, processes were performed to extract the hand movement signal diagrams and variables to differentiate between people in the best way. The classification performed in this study between the two groups of healthy and patients showed that experimentally this system had a difference of 2.5 to 3 times between patients and healthy people in 22 people using the average speed feature. This device will help physicians in clinical diagnoses. It was also found that the best diagnostic examination by this device occurs in the parameter of average speed and position.





طراحی و ساخت دستکش در راستای کمی‌سازی هوشمند میزان لرزش دست

ناصر همدانی^۱، محمد کریمی مریدانی^{۲*}

- ۱- کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، واحد تهران جنوب، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
- ۲- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده بهداشت و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی آزاد اسلامی، تهران، ایران.

چکیده

اطلاعات مقاله

هدف این مقاله، طراحی و ساخت یک نمونه از دستکش ثبت حرکت با هدف اندازه‌گیری زوایا و کمی‌سازی میزان لرزش مفاصل انگشتان دست با هدف به‌دست آوردن معیاری مناسب برای اندازه‌گیری میزان لرزش دست افراد می‌باشد. این دستکش می‌تواند شدت لرزش را ثبت کند و با اتصال به رایانه، سیگنال حرکتی و لرزش را به شکل نمودار ارائه دهد. ساخت‌افزار دستگاه ساخته شده شامل یک عدد میکروکنترلر ATmega32، یک عدد نمایشگر LCD و شش عدد سنسور خمشی به‌کاررفته در دستکش می‌باشد. در این مقاله از نرم‌افزار LabVIEW برای نشان دادن نمودار آنالاین استفاده می‌شود. پس از آزمایش‌های مکرر و بهینه‌سازی دستگاه، از ۱۳ نفر فرد دچار لرزش دست (بیمار) و ۹ نفر فرد بدون لرزش دست (سالم) نمونه گرفته شد. در این روش نمونه‌گیری، بیماران در سه حالت حرکتی، تمرکزی و وضعیتی ارزیابی شدند. پس از ثبت نمونه‌ها پردازش‌هایی صورت گرفت تا نمودارهای سیگنال حرکت دست و متغیرهای ایجاد تمایز بین افراد به بهترین حالت استخراج شود. طبقه‌بندی انجام شده در این پژوهش بین افراد دو گروه سالم و بیمار، نشان می‌دهد این سیستم به‌صورت آزمایشی در تعداد ۲۲ نفر با استفاده از ویژگی میانگین سرعت دارای تمایزی در حد ۲/۵ الی ۳ برابر میان بیماران و افراد سالم می‌باشد. این امر در تشخیص‌های کلینیکی به پزشکان کمک خواهد کرد. همچنین مشخص گردید بهترین معاینه تشخیصی توسط این دستگاه در پارامتر میانگین سرعت و در حالت وضعیتی رخ می‌دهد.

دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۲/۱۵

بازنگری مقاله: ۱۴۰۰/۰۳/۲۸

پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۴/۲۰

کلید واژگان:

دستکش ثبت حرکت
لرزش دست
نرم‌افزار لب‌ویو و میکروکنترلر
مفصل انگشتان
آنالیز حرکت

*نویسنده مسئول: محمد کریمی مریدانی

پست الکترونیکی:

karimi.m@iautmu.ac.ir



مقدمه

لرزش به‌طور کلی عملکرد نادرست بخشی از مغز است که کنترل حرکات عضلانی در سراسر بدن یا در مناطق خاصی مانند (دست) را به عهده دارد. چند اختلال عصبی مانند مولتیپل اسکلروزیس^۱، سکتة مغزی، آسیب مغزی وجود دارد که به علت آسیب رساندن به مغز و سلول‌های عصبی سبب لرزش دست می‌شوند. لرزش دست در بیماری‌هایی همچون پارکینسون نیز وجود دارد. درمان بیماری پارکینسون، علامتی است؛ یعنی فرد تا زمانی که دارو مصرف می‌کند علامتش کنترل می‌شود ولی اگر قطع کند بیماری بازمی‌گردد و این‌گونه نیست که علائم رفع شود و بهبودی کامل داشته باشد.

از دیرباز تلاش‌های فراوانی برای ساخت دستکش‌های ثبت حرکت صورت گرفته است که عمده استفاده آن‌ها برای وسایل بازی و سرگرمی بوده است. اما با آغاز قرن ۲۱ میلادی تحقیقاتی در مورد استفاده آن‌ها در مطالعات حرکتی انسان‌ها و حیوانات و نیز کاربردهایی در واقعیت مجازی و هپتیک صورت گرفته است. امروزه از جمله موضوعات مورد بحث میان متخصصان نورولوژی کمی‌سازی این لرزش و محاسبه شاخص‌های آن برای تشخیص، میزان پیشروی، درمان و مطالعه تأثیر داروهای گوناگون بر بیماری لرزش دست است. به این منظور محققان از روش‌هایی برای محاسبه میزان لرزش دست بهره جستند که بررسی این روش‌ها ما را در راستای رسیدن به راهی بهینه یاری خواهد کرد.

اولین دستکش ثبت حرکت در سال ۱۹۷۷ در شرکت الکترونیک ویژوالیزیشن^۲ ساخته شد که سایی^۳ نام گرفت. در سال ۱۹۸۲ آقای توماس جی^۴ یک مدل سنسور نوری اپتیکال اختراع کرد که برای کاربرد در اندازه‌گیری میزان خمش انگشتان دست مناسب بود. نمونه‌ای از آن را در دستکش ثبت حرکتی که در سال ۱۹۸۹ با همکاری آقای جورون لاینیر^۵ ساخته بود، به کار بردند [۱]. تا سال ۲۰۰۰ استفاده از دستکش‌ها بیشتر به مسائل مربوط به بازی‌های رایانه‌ای و کنسول‌های بازی معطوف بود [۲]. تا اینکه در سال ۲۰۰۲ آقای دکتر بوک^۶ نظریه استفاده از آن‌ها به‌عنوان سیستم‌های شبیه‌ساز در دستگاه‌های توان‌بخشی پزشکی را ارائه کرد که تعدادی از مؤسسات و دانشگاه‌های مهم دنیا در حال کار و پژوهش روی این موضوع هستند [۳؛ ۴].

در مطالعه بنائی و همکاران، یک روش جدید خودکار برای طبقه‌بندی بیماران دچار اختلالات عصبی^۷ با استفاده از ویژگی‌هایی که از سیگنال‌های راه رفتن آن‌ها به‌دست می‌آید، ارائه شده است [۵]. تحقیق دلیری رویکردی برای تشخیص و طبقه‌بندی بیماری‌های اختلال عصبی (هانگتینتون، پارکینسون و اسکلروز جانبی آمیوتروفیک) ارائه کرده است. این تحقیق براساس دینامیک راه رفتن می‌باشد. در این مقاله از الگوریتم ماشین بردار پشتیبان^۸ برای تشخیص از طریق به‌کارگیری کرنل‌های مختلف استفاده کرده است [۶].

همچنین در مطالعه Ye و همکاران موج ضربه‌ای براساس استخراج ویژگی از الگوهای راه رفتن به‌منظور طبقه‌بندی بیماری پارکینسون انجام شد که طبقه‌بندی آن‌ها با استفاده از ویژگی‌های استخراج شده‌اند و شبکه عصبی با توابع عضویت فازی وزن‌دار شده^۹ انجام شد [۷]. کارمن^{۱۰} و همکاران استدلال کردند که اختلال نوشتن، یکی از

¹ Multiple Sclerosis (MS)

² Electronic Visualization

³ Sayre

⁴ Thomas G

⁵ Jaron Lanier

⁶ W.G. BOOOK

⁷ Neurodegenerative Diseases

⁸ Support vector machine (SVM)

⁹ Neural network with weighted fuzzy membership functions (NEWFM)

¹⁰ Karman

اولین علائم حرکتی مشاهده شده در پارکینسون است که می‌توان به این بیماران از موضوع کنترل سلامت، با استفاده از تغییرات حرکتی در دست‌خط به تشخیص پارکینسون کمک کرد. آن‌ها برای اولین بار استخراج ویژگی‌های دست‌خط و مجموعه داده‌های فرم را انجام دادند و بعد از آن از شبکه عصبی عمیق برای تمایز کلاس‌ها استفاده کردند [۸]. در پژوهش دیگری آکدمیر^۱ و همکاران بر تصاویر توموگرافی تابش پوزیترون^۲ مغز ناشی از تغییرات فلونور و دی‌اکسی گلوکز^۳ برای تشخیص متفاوت بعضی از افراد مبتلا به پارکینسون تمرکز کردند. این تصاویر با استفاده از نرم‌افزار NeuroQ تجزیه و تحلیل بصری شدند [۹]. همچنین تجزیه و تحلیل فیلم‌ها، حالت راه رفتن و ویژگی‌های بیماران مبتلا به پارکینسون به تمایز میکروسکوپ الکترونی عبوری^۴ از فلج متعارف پیشرفته^۵ و سیستم‌های متعدد آتروفی^۶ در پژوهش دای بیاسه^۷ و همکاران نشان داده شد [۱۰]. هیم^۸ و همکاران از تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۹ یک تسلا برای تمایز PD از PSP، با استفاده از تجزیه و تحلیل اجزای اصلی^{۱۰} برای استخراج ویژگی و روش SVM برای طبقه‌بندی بیماری‌ها استفاده کردند [۱۱]. علاوه بر این در مطالعه هیکل^{۱۱} و همکاران، یک سیستم تشخیصی مبتنی بر طبقه‌بندی گروهی که از داده‌های راه رفتن بیماران برای تشخیص NDD استفاده می‌کند، معرفی شده است. سیستم تشخیصی، مجموعه‌ای از چهار طبقه‌بندی باینری است. تکنیک پیشنهادی علاوه بر افراد سالم، در داده‌های پویایی راه رفتن ثبت شده از ۶۴ نفر به نمایندگی از سه بیماری NDD اعمال می‌شود. نتایج، تأثیر روش پیشنهادی در تشخیص NDDها از تجزیه و تحلیل راه رفتن را نشان می‌دهد [۱۲]. در تحقیق دیگری، فنگ و همکاران، داده MRI ۰/۳ تسلا را برای تشخیص تفاضلی PD و MSA به کار گرفتند و همچنین از آزمون‌های آماری برای مقایسه دو گروه استفاده کردند [۱۳].

در این مقاله، مراحل ساخت یک نمونه از این دستکش بررسی شده است و معضلات پیشرو یعنی استفاده از سنسورهای مناسب برای اندازه‌گیری زوایای حرکتی دست و نحوه جایابی آن‌ها، اخذ کامل و بی‌نقص اطلاعات ارسالی، نمودار کردن اطلاعات، تحلیل خروجی‌های نمودارها و دسته‌بندی اطلاعات ارزیابی گردیده است. با توجه به نبود درمان قطعی در غالب بیماری‌های ایجادکننده لرزش دست، ساخت دستکشی مدنظر قرار گرفت که لرزش را خنثی کند تا فرد از انجام فعالیت‌های روزانه بازماند. قدم اول استخراج اطلاعات مربوط به لرزش دست و نمودار کردن آنها بود. در این تحقیق با هدف ایجاد دستگاهی برای بررسی ارتعاشات دست توسط ابزارها به روش زاویه‌سنجی مجموعه‌ای شامل سخت‌افزار و نرم‌افزار ویژه تحلیل، طراحی و ایجاد گردید.

مواد و روش‌ها

در این بخش پس از معرفی دستکش ساخته شده، شیوه عملکردمداری و برنامه طراحی شده پرداخته می‌شود. با طرح روند کلی پژوهش، پایگاه داده ثبت شده توسط دستگاه ساخته شده و سپس قطعات استفاده شده معرفی می‌گردد و توضیحاتی در مورد نحوه عملکرد و تنظیم هریک آورده می‌شود.

¹ Akdemir

² Positron-emission tomography (PET)

³ Fluoro deoxy glucose (FDG)

⁴ Transmission electron microscopy (TEM)

⁵ Progressive supranuclear palsy (PSP)

⁶ Multiple system atrophy (MSA)

⁷ di Biase

⁸ Heim

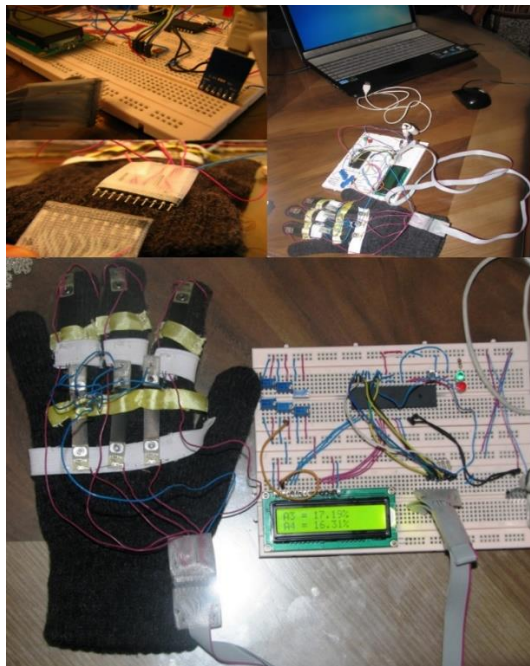
⁹ Magnetic resonance imaging (MRI)

¹⁰ Principal component analysis (PCA)

¹¹ Heikal

معرفی دستگاه

دستگاه ساخته شده در این مطالعه می‌تواند زاویه، سرعت، جابه‌جایی، بیشینه و کمینه خمش هر مفصل در حالت‌های مختلف را اندازه‌گیری کند. سنسور خمشی، نقش زاویه‌یاب را ایفا می‌کند و به میزان خم شدن مفاصل، تغییرات را به‌طور خطی حس می‌کند. این تغییر ولتاژ به میکروکنترلر می‌رود و در آن‌جا توسط برنامه نوشته شده، پردازش می‌شود. سپس اطلاعات زاویه بر LCD به‌صورت عددی بین صفر تا صد نشان داده می‌شود. به همین روش نیز داده‌های گرفته شده از سنسور، از خروجی پورت سریال^۱ با کابل به کامپیوتر می‌رود و با نرم‌افزار LabVIEW پردازش لازم صورت می‌گیرد و آنلاین به شکل یک سیگنال ظاهر می‌شود. برای انجام آنالیزهای ثانویه روی سیگنال اخذ شده، داده‌ها به نرم‌افزارهای متلب^۲ و اکسل^۳ انتقال می‌یابد. پس از اعمال یک فیلتر پایین‌گذر نهایتاً پارامترهای مربوطه مانند زاویه، سرعت، جابه‌جایی، بیشینه و کمینه خمش هر مفصل در حالت‌های مختلف استخراج و تحلیل می‌شود. شکل ۱ نمایی از سخت‌افزار دستگاه ساخته شده را نشان می‌دهد.



شکل ۱. سخت‌افزار دستکش ساخته شده

معرفی پایگاه داده

بهمنظور بررسی لرزش دست، جامعه آماری ۲۲ نفری مشتمل بر ۱۳ فرد بیمار با لرزش دست ناشی از عوامل مختلف و ۹ فرد سالم (۴ نفر زن و ۱۸ نفر مرد با میانگین سنی ۶۰/۶۲ و انحراف معیار استاندارد سنی ۱۵ سال) ارزیابی

¹ USB to Serial Converter

² MATLAB

³ Excel

شدند. معیار سالم و بیمار بودن افراد، مشاهده عینی لرزش دست افراد می‌باشد؛ به طوری که فارغ از سن یا مریضی افراد اگر کسی هیچ‌گونه لرزشی در دست نداشته باشد برای این پژوهش، سالم مفروض می‌شود و اگر کسی لرزشی کم یا زیاد داشته باشد بیمار محسوب می‌شود. سیستم ساخته‌شده باید بتواند با مقایسه دو گروه افراد سالم و بیمار، برای تفکیک این دو گروه پارامتری معنادار استخراج کند.

پیش از نمونه‌گیری، اطلاعات مربوط به سن، جنسیت، مدت و علت لرزش دست هر فرد در پرسش‌نامه‌ای جداگانه ثبت گردید و در یک جدول گردآوری شد. با توجه به اطلاعات ثبت‌شده، هریک از بیماران لرزش دست خود را ناشی از عوامل مختلفی مانند پارکینسون، استرس و فشارهای عصبی، کهولت سن، عمل قلب، انفجار تروریستی، تصادف، ارثی و ... دانستند. فارغ از اینکه علت لرزش چه می‌باشد این پژوهش به کمی‌سازی میزان لرزش دست افراد می‌پردازد. لذا هدف اصلی، تشخیص علت بیماری نیست بلکه هدف، اندازه‌گیری میزان لرزش دست یک فرد و بررسی روند درمانش می‌باشد. در این مرحله پیش از شروع، توضیحی درباره غیرتهاجمی بودن روش آزمایش به بیماران ارائه گردید و از آنان به منظور انجام آزمایش رضایت گرفته شد.

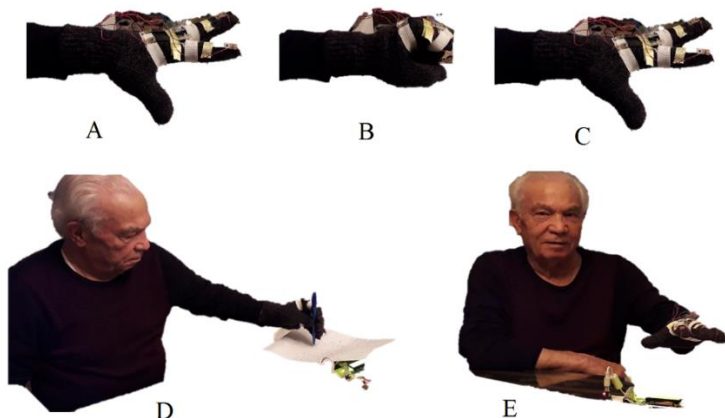
در حین نمونه‌گیری، بیماران در سه حالت ارزیابی شدند: حرکتی، تمرکزی و وضعیتی. به دلیل اینکه اغلب مخاطبان این پژوهش افرادی با سن بالا می‌باشند، لازم است مدت نمونه‌گیری کوتاه و بدون اشتباه باشد و تکرار نمونه‌گیری میسر نمی‌باشد؛ لذا مدت‌زمان هریک از این حالت‌ها ۳۰ ثانیه است و جمعاً مدت کل آزمون یک دقیقه و سی ثانیه می‌باشد. پس از پوشیدن دستکش مخصوص، از بیمار درخواست می‌شود حالت‌های زیر را مرحله به مرحله انجام دهد:

الف) حرکتی: در این حالت بیمار، روی یک صندلی نشسته و دست خود را در مقابل خود، ۱۰ ثانیه باز، ۱۰ ثانیه بسته و دوباره ۱۰ ثانیه باز می‌کند تا مقدار بیشینه و کمینه هر سنسور در رایانه تشخیص داده شود. این ۳۰ ثانیه به دلیل کالیبره کردن دستگاه استفاده شد و از داده‌های به‌دست‌آمده در این مرحله به منظور کاهش تأثیرات جانبی، در مقایسه افراد سالم و بیمار استفاده نشده است و فقط اطلاعات حالت تمرکزی و وضعیتی تحلیل می‌شود.

ب) تمرکزی: در این حالت، بیمار به صورت نشسته در مقابل خود، مدادی را در دست می‌گیرد و طوری که تمام انگشتان به بدنه مداد چسبیده باشند مداد را با فاصله کمی حول یک نقطه ثابت روی یک کاغذ به مدت ۳۰ ثانیه نگه می‌دارد.

ج) وضعیتی: در این حالت، بیمار به صورت نشسته کف دست خود را با فاصله ۱۰ تا ۲۰ سانتی‌متری از سطح میز و موازی با آن نگه می‌دارد و این حالت را به مدت ۳۰ ثانیه حفظ می‌کند. این وضعیت، مشابه حالتی است که متخصصان نورولوژی، لرزش دست بیماران خود را به صورت عینی معاینه می‌کنند.

در شکل ۲، تصاویر A تا C روش نمونه‌گیری در حالت حرکتی (۱۰ ثانیه باز، ۱۰ ثانیه بسته و دوباره ۱۰ ثانیه باز)، تصویر D روش نمونه‌گیری در حالت تمرکزی (به مدت ۳۰ ثانیه) و تصویر E روش نمونه‌گیری در حالت وضعیتی (به مدت ۳۰ ثانیه) را نشان می‌دهد.



شکل ۲. A-C: روش نمونه‌گیری براساس حالت حرکت (۱۰ ثانیه باز، ۱۰ ثانیه بسته و ۱۰ ثانیه دوباره باز)، روش نمونه‌گیری براساس حالت تمرکزی (به مدت ۳۰ ثانیه) و روش نمونه‌برداری براساس حالت وضعیتی (به مدت ۳۰ ثانیه)

روش انجام کار

برای اندازه‌گیری زاویه، سنسورهایی مختلفی بررسی شد. این سنسورها به دلیل معایب زیر مورد استفاده قرار نگرفتند.

- ۱- پتانسیومتر: به علت ابعاد بزرگش برای مفاصلی همچون زانو کاربرد دارد.
- ۲- شتاب‌سنج: هزینه بالا و ابعاد نه‌چندان کوچکش نسبت به نیاز ما از معایبش می‌باشد.
- ۳- استفاده از دوربین و مارکت‌ها: یک روش کلینیکی نمی‌باشد و نیاز به تنظیمات ویژه‌ای دارد.
- ۴- فیبر نوری: برای تغییرات بسیار کم در اندازه‌گیری زوایا کاربرد دارد.
- ۵- نوارهای کربنی- پلیمری: تکنولوژی آن در ایران وجود ندارد. این نوارها با خمش ولتاژ تولید می‌کند و با اعمال ولتاژ خم می‌شوند. دوطرفه است.
- ۶- سنسور خمشی: این سنسورها مقاومتی است و با بایاس آن مقاومتش در اثر خمش تغییر می‌کند. در نهایت از سنسور خمشی آرتمن استفاده شد.

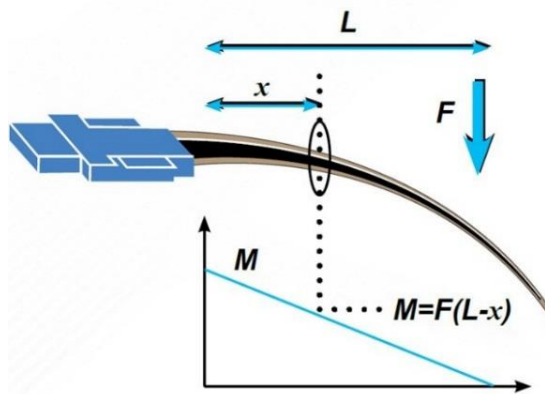
به دلیل معایب بیان شده برای دیگر سنسورها و همچنین ویژگی‌های سنسور خمشی آرتمن، مورد ششم انتخاب گردید. سنسورهای تشخیص زاویه براساس خمش، سنسورهای شرکت آرتمن می‌باشد که کاربرد فراوانی دارند و با قیمت مناسب یافت می‌شوند. شکل ۳ نمایش یک نمونه از این سنسور است که در این مطالعه از آن استفاده شده است.



شکل ۳. نمایی از سنسورهای خمشی آرتمن

ویژگی‌های سنسور خمشی بسیار متنوع است. از آنجایی که هیچ‌گونه قطعه متحرک در این سنسور وجود ندارد، عمر مفید، دوام و قابلیت اطمینان بسیار بالایی دارد. این سنسور از عواملی همچون نور، لرزش و تکان هیچ‌گونه تأثیرپذیری ندارد و می‌توان در شرایط محیطی مختلف به راحتی از آن استفاده کرد. سبکی و همچنین نازکی، افزایش کارایی در پروژه‌ها را همراه دارد. قابلیت راه‌اندازی آن با مدار کنترل بسیار ساده است.

سنسور خمشی سنجش زاویه، شامل یک نوار قابل انعطاف، ماده حساس از جنس گرافیت و بخش کانکتور می‌باشد که اعمال خمش به سنسور و خم کردن آن، سبب تغییر مقاومت به نسبت اندازه زاویه می‌شود. اطلاعات استفاده شده در این بخش از دیتا شیت این محصول جمع‌آوری شده است که از طریق شرکت آرتمن در اختیار محققان قرار داده می‌شود. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌شود با اعمال نیروی F به بدنه یک سنسور خمشی با طول L ، تغییراتی در طول به مقدار x خواهد داشت. در این حین حد شیب به میزان M تغییر خواهد کرد.



شکل ۴. نیروی اعمالی به سنسور خمش

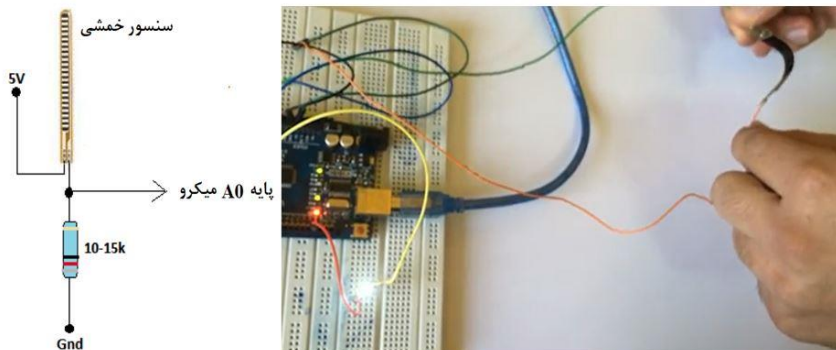
که با توجه به معادله شماره (۱)

$$M = F(L - X) \quad (1)$$

و از تناسب این معادله با معادله شماره (۲) میزان تغییرات مقاومت، به صورت کاملاً خطی به دست می‌آید.

$$R = (L - X)/(2 - Q) \quad (2)$$

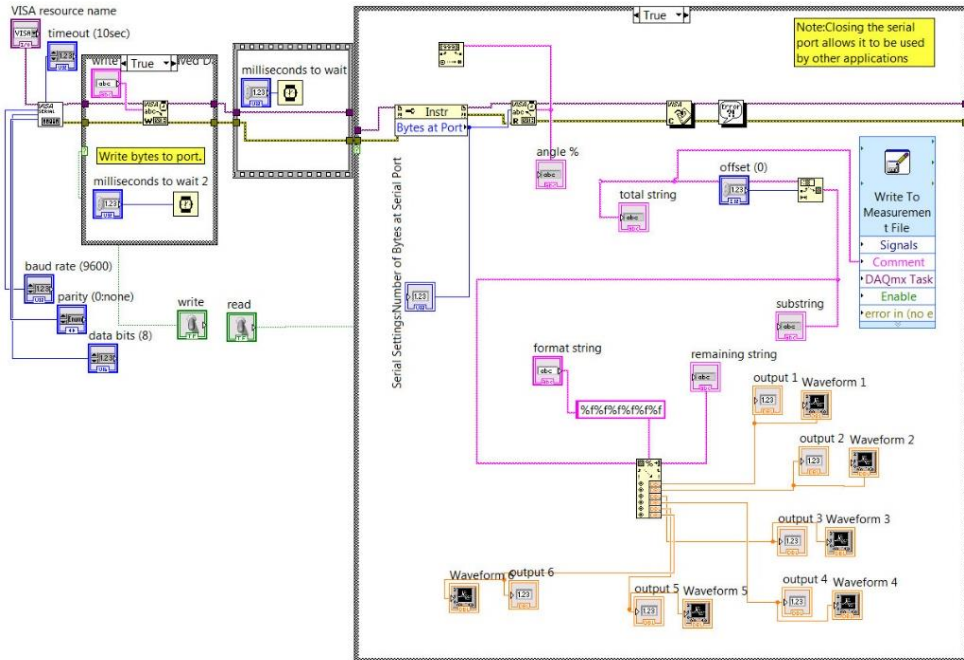
قطعاً یکی از مراحل که باید قبل از آنالیز نتایج به آن توجه کرد، خروجی به دست آمده توسط وسایل اندازه‌گیری داده‌ها است. در این مقاله با توجه به اینکه از سنسور خمشی آرتمن استفاده شده است، قبل از استفاده از این سنسور برای اندازه‌گیری میزان لرزش باید از دقت عملکرد این سنسور در راستای اندازه‌گیری صحیح اطمینان حاصل شود. برای کالیبراسیون این سنسور از میکرو AVR استفاده شده است. این سنسور با توجه به اختلاف مقاومتی حاصل شده میزان خمش را می‌سنجد. با افزایش خمش، میزان مقاومت افزایش می‌یابد و مقدار ولتاژ خروجی (با توجه به قانون تقسیم ولتاژ) افزایش پیدا می‌کند. در حالت عادی و در وضعیتی که سنسور در حالت طبیعی و صاف قرار دارد میزان مقاومت، هیچ تغییری ندارد و در حالت نرمال خود می‌باشد. به منظور اجرای کالیبراسیون خمش‌های مختلف با درجات متفاوت (صفر، ۴۵ درجه، ۹۰ درجه، ۱۸۰ درجه) بر سنسور اعمال می‌شود و با توجه به ورودی مختلف به پایه A0، LED و سون سگمنت متصل به پایه‌های پورت D میکرو میزان ولتاژ ایجاد شده متناسب با میزان خمش که به روشنایی نیز تولید می‌شود را نشان می‌دهند. شکل ۵ ساختار مداری برای اندازه‌گیری میزان خمش حاصل شده در سنسور را نشان می‌دهد. در این گونه سنسورها تغییر مقاومت در اثر خم کردن نسبت به مقاومت کل آن بسیار بالا می‌باشد؛ بنابراین با تبدیل تغییرات مقاومت به ولتاژ و به کارگیری یک مبدل آنالوگ به دیجیتال دقیق (مثلاً ۱۶ یا ۲۴ بیتی از نوع زیگما دلتا) می‌توان تغییرات زاویه را با دقتی فراتر از یک‌دهم درجه به دست آورد. مطابق اطلاعاتی که کارخانه سازنده، ارائه کرده است مقاومت این مدل سنسور در حالت صاف حدود ۱۰۰ کیلو اهم و در حالت ۴۵ درجه ۱۵۰ کیلو اهم و در حالت ۹۰ درجه ۲۰۰ کیلو اهم خواهد بود [۱۴].



شکل ۵. راه‌اندازی و چگونگی اندازه‌گیری میزان سنجش سنسور خمشی

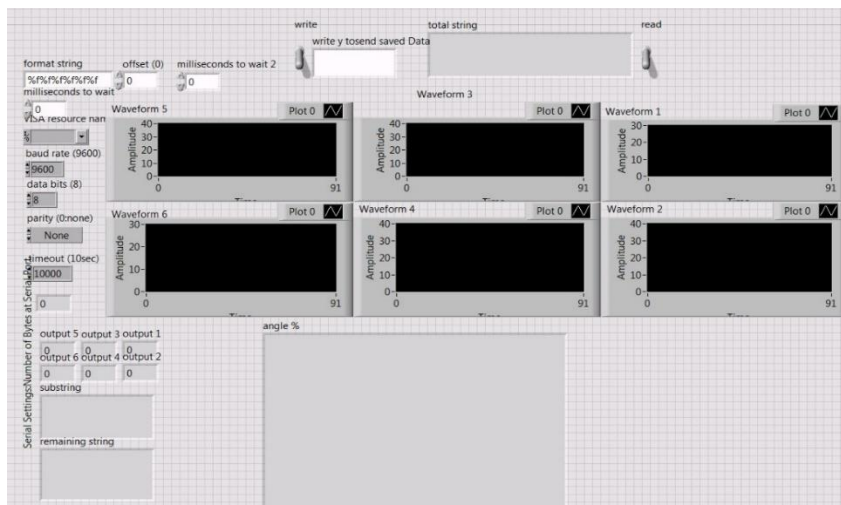
نرم افزار لب ویو^۱

در این مقاله برای آنالیز داده‌ها از نرم‌افزار LabVIEW استفاده شده و برای ارسال داده‌ها به کامپیوتر به صورت آنلاین، از ارتباط سریال کمک گرفته شده است. داده‌های ثبت شده به صورت نمودار در کامپیوتر به نمایش درمی‌آیند. بلوک دیاگرام ایجاد شده برای آنالیز داده‌های ورودی و تشخیص میزان لرزش دست، در شکل ۳ نشان داده شده است. شکل ۶ نیز برای نمایش نمودارهای مختلف به صورت آنلاین و بررسی ترند هر نمودار استفاده شد. به منظور درک بهتر نحوه طراحی بلوک دیاگرام شکل ۷، هریک از قسمت‌های این شکل در ادامه تشریح خواهد شد.



شکل ۶. بلوک دیاگرام نمایش نمودار با LabView

¹ Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench (LabVIEW)



شکل ۷. نمایی از برنامه ساخته شده با LabView با هدف نمایش آنلاین نمودارها

نتایج

در این بخش، ابتدا خروجی‌های به‌دست‌آمده آنلاین و سپس پردازش‌های انجام شده به‌صورت آفلاین بررسی می‌گردد. پس از آن، مقایسه‌های صورت‌گرفته و نتایج به‌دست‌آمده ارائه می‌گردد. برای اندازه‌گیری لرزش دست، پس از طراحی و شبیه‌سازی مدار در محیط پروتئوس، در عمل مدار موردنیاز ساخته شد [۱۵]. همچنین با به‌کارگیری سنسور خمشی دستکش موردنظر طراحی و ساخته شد.

برنامه موردنیاز برای اندازه‌گیری زوایایی که سنسورهای خمشی به آن‌ها حساس هستند در محیط CodeVisionAVR نوشته شد و به میکروکنترلر ATmega32 اعمال شد. هریک از نرم‌افزارهای LabVIEW، MATLAB، Hyper Terminal و Excel در قسمتی از فرایند پردازش به‌کار گرفته شد. پس از آزمایش‌های مکرر و بهینه‌سازی، این دستگاه برای نمونه‌گیری از افراد دچار لرزش دست مورد استفاده قرار گرفت. طبق روش نمونه‌گیری مذکور در بخش قبل، دستگاه موفق به ثبت اطلاعات حاصل از دستان جامعه نمونه شد. این آزمایش در سه حالت حرکتی، تمرکزی و وضعیتی انجام گرفت. پس از ثبت نمونه‌ها در سه حالت گوناگون برای هر فرد، پردازش‌هایی صورت گرفت تا نمودارهای سیگنال حرکت دست و متغیرهای ایجاد تمایز بین افراد به بهترین حالت استخراج شود. با توجه به منحنی‌های به‌دست‌آمده توسط دستگاه ساخته‌شده برای آنالیز لرزش، نتایجی حاصل شد که در ادامه به‌ترتیب ارائه می‌گردد.

خروجی آنلاین

اولین موفقیت در این مطالعه، نمایش خروجی سیستم به‌صورت آنلاین روی صفحه نمایش رایانه می‌باشد. دستگاه ساخته‌شده در این پژوهش می‌تواند میزان خمش را اندازه‌گیری کند. سنسور خمشی به میزان خمش مفصل، تغییرات مقاومت را به‌طور خطی دنبال می‌کند. به این صورت که با خم شدن انگشتان، مقاومتش افزایش می‌یابد؛ بنابراین ولتاژ خروجی کاهش پیدا می‌کند. حال این تغییر ولتاژ به مبدل آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر می‌رود و در آن‌جا توسط برنامه نوشته‌شده، به شکل درصد بیان می‌شود. این درصدها که نماینده میزان خمش هستند، دیتای خام محسوب

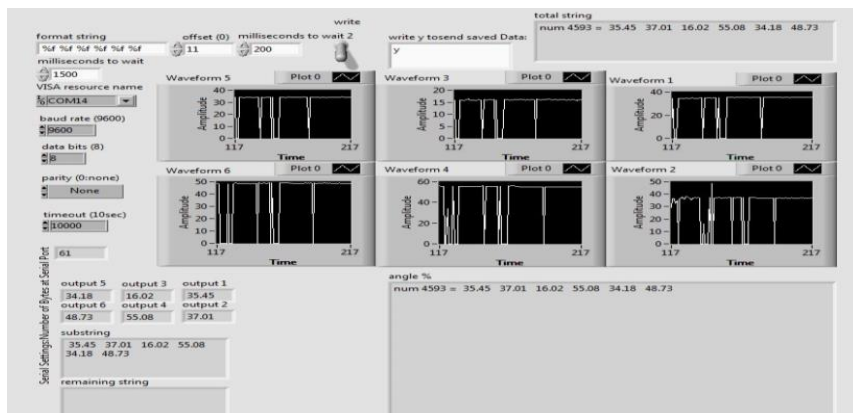
می‌شوند. جدول ۱ اطلاعات به دست آمده از میزان خمش سنسورهای مختلف (S1 تا S6) تعبیه شده روی دستکش را به صورت درصد (%) نشان می‌دهد.

جدول ۱. میزان خمش ثبت شده در مفصل به کمک سنسورهای روی دستکش بر حسب درصد

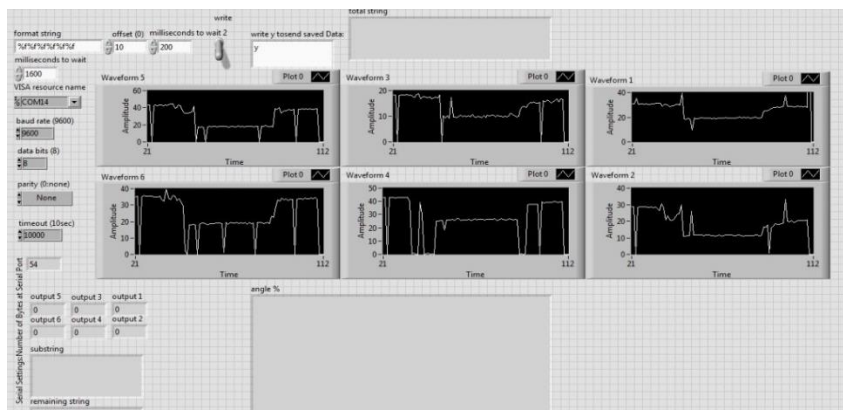
S1 (%)	S2 (%)	S3 (%)	S4 (%)	S5 (%)	S6 (%)
22.27	14.94	14/06	33/59	29.98	25.59
22.17	15.53	13.77	33.59	29.49	25.10
22.75	15.33	13.67	33.69	29.20	24.90
22.75	15.82	14.84	34.08	29.79	26.07
22.56	15.53	13.87	33.98	30.27	25.29
22.36	15.23	13.96	34.08	30.08	25.39
22.36	15.23	13.57	33.89	29.69	25.00
22.46	15.62	14.06	33.69	29.79	25.39
21.78	15.23	14.16	33.98	30.08	25.39
22.66	14.94	13.87	34.08	30.37	25.10
22.66	15.33	14.06	33.79	30/08	25.10
22.56	15.53	14.26	33.79	30.18	25.29

طبق عملکرد ساختاری سنسورها، هر سنسور، کمینه و بیشینه متفاوتی دارد. دیتای خام از میکروکنترلر به LCD می‌رود و مقدار درصد خمش نمایش داده می‌شود. از طرفی این داده‌ها از خروجی پورت سریال^۱ توسط کابل به کامپیوتر می‌رود و با نرم افزار LabVIEW پردازش لازم صورت می‌گیرد و به صورت آنلاین به شکل نمودار درمی‌آیند. شکل ۸ نشان دهنده نمودار ترسیم شده در LabVIEW هنگامی که سنسور در اثر هیچ خمشی قرار نگرفته، می‌باشد. شکل ۹ نشان دهنده کارکرد این دستگاه در حالت حرکت دست از باز به بسته (مشت) و دوباره باز می‌باشد. در این قسمت از کار، دریافت کننده زاویه سنسور خمشی می‌باشد و کار پردازش را میکروکنترلر انجام می‌دهد، سپس صفحه نمایش کامپیوتر، حرکت دست را به صورت نمودار نشان می‌دهد.

¹ USB to Serial Converter



شکل ۸. خروجی آنلاین - عملکرد معمولی دستگاه در LabVIEW
(شماره هر نمودار متناظر با شماره سنسور است)



شکل ۹. خروجی آنلاین - عملکرد دستگاه هنگام باز و بسته شدن دست.
نقاط کمینه دیده شده در شکل‌ها حالت مشت شده دست می‌باشد.

پردازش آنلاین

برای انجام آنالیزهای ثانویه روی سیگنال اخذ شده نیاز به انتقال داده‌ها به نرم‌افزارهایی همچون MATLAB و Excel می‌باشد. به‌منظور انتقال داده‌ها، پس از نمایش آنلاین برای هر بیمار، از نمودارها یک فایل متنی^۱ در محیط LabVIEW استخراج شد. البته ثبت اطلاعات در یک فایل متنی در محیط Hyper Terminal نیز قابل انجام می‌باشد و مواقعی که صرفاً ثبت داده اهمیت دارد، از Hyper Terminal استفاده می‌شود. در مرحله آماده‌سازی در صورتی که داده‌ای موجود نباشد یا طبق فرمت طراحی شده، ثبت نشده باشد، تمام سطر آن داده را حذف می‌کنیم و

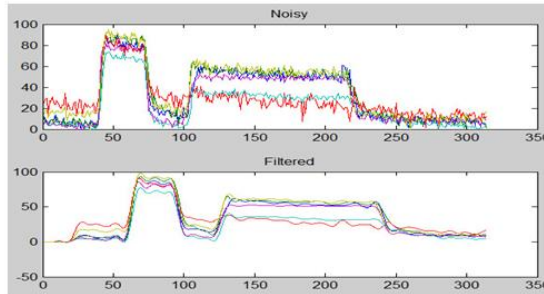
^۱ Text (.TXT)

تحت عنوان داده از دست رفته^۱ یاد می‌شود. Miss Data تا حد ممکن باید کاهش یابد. نمونه‌های ابتدایی، نسبت به کل دیتای ثبت شده در حدود ۳۰ درصد Miss Data داشتند. این خطاهای اخذ دیتا، در نمونه‌گیری از جامعه نمونه‌ای که غالباً از افراد مسن تشکیل می‌شود و امکان تکرار آزمون وجود ندارد، بسیار پررنگ‌تر از قبل حائز اهمیت می‌شوند؛ از این رو در چندین مرحله با بهینه‌سازی دستگاه و تغییر ساختارهای برنامه‌نویسی، تلاش برای کاهش نسبت Miss Data به کل دیتای ثبت شده انجام گرفت تا جایی که میزان Miss Data به صفر درصد رسید و این یکی دیگر از موفقیت‌های این پژوهش محسوب می‌شود. یعنی هنگام نمونه‌گیری در حالت عادی و به‌دور از خطاهای انسانی هیچ‌گونه Miss Data توسط دستگاه ثبت نمی‌شود و تمامی دیتاها قابل استفاده می‌باشند.

انتقال به نرم‌افزار متلب

در فرایند پردازش آفلاین، پس از آماده‌سازی ماتریس‌های عددی، اکنون نوبت انتقال اطلاعات به محیط نرم‌افزار متلب رسیده است. حال اولین قدم حذف نویزهای سوار شده روی سیگنال حرکت دست و نرمالیزه کرده آن می‌باشد. برای حذف نویز از یک فیلتر پایین‌گذر در محیط متلب استفاده شده است. فیلتر استفاده شده در این بخش، یک فیلتر پایین‌گذر با فرکانس گذر ۰ هرتز، فرکانس قطع ۱۵ هرتز، دامنه گذر ۰ دسی‌بل و دامنه قطع ۲۵ دسی‌بل می‌باشد. شکل ۱۰ برنامه نوشته شده برای حذف نویز و سیگنال نویزی و فیلترشده را نشان می‌دهد. محور افقی، نشان‌دهنده تعداد نمونه ارسال شده (دیتا) و محور عمودی، نشانگر میزان زاویه مفاصل انگشت بین ۰ تا ۹۰ درجه است.

```
val=data;
d = fdesign.lowpass('Fp,Fst,Ap,Ast',0.15,0.25,1,60);
designmethods(d)
Hd = design(d,'equiripple');
fvtool(Hd)
y = filter(Hd,val);
figure
subplot(211)
plot(val)
title('Noisy')
subplot(21)
plot(y)
title('Filtered')
```



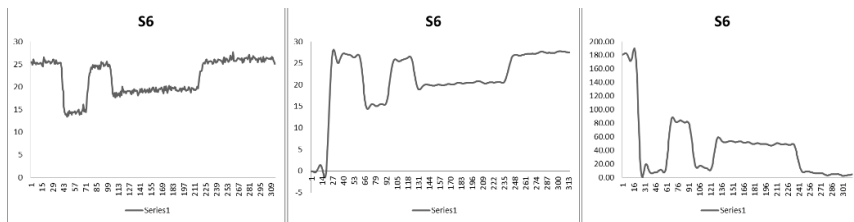
شکل ۱۰. اعمال فیلتر پایین‌گذر روی یک سیگنال نمونه (شامل ۶ سیگنال از ۶ سنسور)

اما اینکه ابتدا سیگنال، فیلتر و سپس نرمالایزه شود یا اینکه ابتدا نرمالایزه شود و سپس فیلتر گردد، اختلاف می‌باشد. در اینجا هر دو روش امتحان شد. در روش اول، ابتدا از یک فیلتر پایین‌گذر برای حذف نویزهای سیگنال

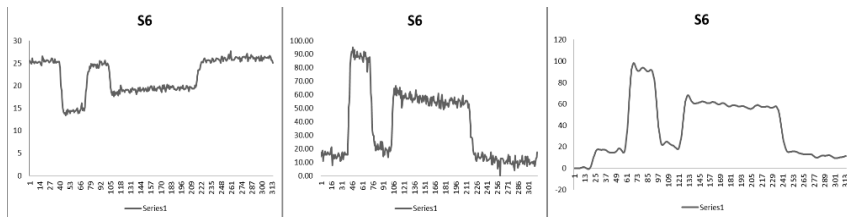
^۱ Miss Data

استفاده شد و سپس این سیگنال بین زاویه ۰ تا ۹۰ درجه توسط معادله (۳) به صورت خودکار نرمالایزه شد. در این روش به دلیل اختلالات ناشی از فیلتر ابتدایی، پس از نرمالایزه شدن، خروجی مطلوبی مشاهده نشد. شکل ۱۱ نمایش روش اول و شکست آن می‌باشد. در روش دوم برعکس عمل شد؛ ابتدا داده‌ها بین زاویه ۰ تا ۹۰ درجه نرمالایزه گردید و پس از آن از فیلتر استفاده شد. نتیجه کاملاً موفقیت‌آمیز بود و ماتریس عددی دیتا نشان‌دهنده زاویه حرکت مفاصل موردبررسی بین ۰ تا ۹۰ درجه می‌باشد. در معادله (۳) max ، بیشینه و min ، کمینه مقدار ثبت شده توسط هر سنسور طی نمونه‌گیری برای هر فرد می‌باشد که در آن abs عملگر قدر مطلق و dat دیتاهای خام ارسالی از سنسورهای دستکش می‌باشد [۱۶]. در ادامه، شکل‌های ۱۱ و ۱۲ نشان‌دهنده نتایج اعمال دو روش اول و دوم روی یک سیگنال ثبت شده از سنسور شماره شش (S6) در یک آزمون می‌باشد. در این شکل‌ها محور افقی، نشانگر شماره نمونه ارسال شده (دیتا) و محور عمودی نشانگر میزان زاویه مفاصل انگشت بین ۰ تا ۹۰ درجه می‌باشد.

$$normalize = 90 - \frac{data - abs(max - min)}{min} * 90 \quad (3)$$



شکل ۱۱. نمایش روش اول (از چپ به راست: سیگنال خام از سنسور ششم، سیگنال فیلتر شده و سیگنال نرمالایزه شده ناموفق)



شکل ۱۲. نمایش روش دوم (از چپ به راست: سیگنال خام، سیگنال نرمالایزه شده بین ۰ تا ۹۰ و سیگنال فیلتر شده)

مشاهده می‌شود که روش دوم خروجی سیگنالی بین صفر تا نود درجه دارد؛ لذا از این روش برای فیلتر و آنالیز استفاده شد.

مقایسه کمی نتایج آزمون‌های افراد (آنالیز تمایزپذیری)

مقایسه دقیق میزان لرزش دست افراد، نیازمند تعریف متغیرهایی مانند میزان جابه‌جایی هر مفصل و سرعت حرکت هر مفصل می‌باشد. از آنجایی که آزمون‌ها در دو حالت تمرکزی و وضعیتی انجام گرفته است؛ چهار متغیر

به‌صورت مجموع جابه‌جایی حالت تمرکزی^۱، سرعت حرکت حالت تمرکزی^۲، مجموع جابه‌جایی حالت وضعیتی^۳، سرعت حرکت حالت وضعیتی^۴ تعریف می‌شود. شایان ذکر است قدرمطلق اختلاف زاویه بین هر دو دیتای ارسالی در جدولی جداگانه محاسبه می‌شوند. این جدول، نمایانگر میزان حرکت هر مفصل در لحظه ارسال دیتای جدید نسبت به دیتای قبلی می‌باشد؛ از این رو مجموع اعداد هر ستون میزان کل حرکت انجام شده توسط یک مفصل (مجموع جابه‌جایی) را نشان می‌دهد. با توجه به فرکانس نمونه‌برداری این سیستم (۳/۵ نمونه در هر ثانیه) فاصله زمانی بین ارسال هر دو دیتای متوالی ۲۸/۶ میلی‌ثانیه می‌باشد. در نتیجه برای آزمون هر بیمار می‌توان با تقسیم مجموع جابه‌جایی بر هریک از حالت‌های تمرکزی و وضعیتی زمان سپری‌شده در همان حالت، سرعت حرکت هر مفصل در آن حرکت را محاسبه کرد.

در مرحله بعد برای استخراج ویژگی مناسب برای تفکیک دو گروه افراد سالم و افراد دچار لرزش دست، این دو گروه با هم مقایسه شدند. از آنجایی که در هر حرکتی شرایط هر مفصل به لحاظ تغییر زاویه، میزان استفاده و در نتیجه میزان جابه‌جایی و سرعت حرکت با مفصل‌های دیگر متفاوت است، لازم است در هر حرکت تنها یک مفصل در دو گروه مقایسه گردد. برای مثال در دستکش طراحی‌شده، سنسور S1 نشان‌دهنده مفصل میانی انگشت اشاره است. پارامترهای آماری هر سنسور برای هر گروه به‌صورت جداگانه در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ محاسبه شد. جدول ۲ نتایج این مقایسه را نشان می‌دهد.

جدول ۲. نتایج مقایسه پارامترهای آماری در نرم‌افزار SPSS برای سنسور S1

اطلاعات سنسور اول (S1)					پارامترها	شخص
سرعت حرکت	مجموع جابه‌جایی	سرعت حرکت	مجموع جابه‌جایی	پارامترها		
حالت وضعیتی	حالت وضعیتی	حالت تمرکزی	حالت تمرکزی			
VP	SDP	VC	SDC			
۹	۹	۹	۹	تعداد آزمون‌دهندگان N	Control نرمال	
۰/۸	۱۵/۸	۱/۴	۳۰/۳	Mean میانگین		
۱	۱۶/۳	۱/۵	۳۰/۶	Median میانه		
۰/۱	۵۲/۹	۰/۱	۵۵/۳	Variance واریانس		
۰/۸	۱۹/۳	۱/۱	۲۲/۳	Range محدوده		
۰/۴	۶	۰/۸	۱۷/۷	Minimum کمینه		
۱/۲	۲۵/۳	۱/۹	۴۰	Maximum بیشینه		
۱۳	۱۳	۱۳	۱۳	تعداد آزمون‌دهندگان N		Patient بیمار
۲	۳۹/۷	۲/۹	۶۱/۸	Mean میانگین		
۱/۶	۳۳/۸	۲/۶	۵۴/۲	Median میانه		
۹	۴۰۰/۳	۲/۷	۱۱۸۶/۴	Variance واریانس		
۳	۶۷/۲	۵/۳	۱۱۲	Range محدوده		
۰/۸	۱۲/۶	۰/۸	۱۶/۹	Minimum کمینه		

¹ Sum of Displacement in Concentration State (SDC)

² Velocity in Concentration State (VC)

³ Sum of Displacement in Position State (SDP)

⁴ Velocity in Position State (VP)

اطلاعات سنسور اول (S1)					
شخص	پارامترها	مجموع جابه‌جایی حالت تمرکزی	سرعت حرکت حالت تمرکزی	مجموع جابه‌جایی حالت وضعیتی	سرعت حرکت حالت وضعیتی
		SDC	VC	SDP	VP
	بیشینه Maximum	۱۲۸/۹	۶/۱	۷۹/۸	۳/۸

همان‌طور که در جدول ۲ مشخص است در دو حالت تمرکزی و وضعیتی، دو متغیر جابه‌جایی و سرعت، در دو گروه سالم و بیمار برای هر سنسور محاسبه شده است. این جدول برای سنسور S1 در کل جامعه نمونه می‌باشد. تعداد افراد سالم ۹ نفر و تعداد افراد بیمار ۱۳ نفر است. پارامترهای آماری محاسبه شده در جدول ۳ شامل میانگین، میانه، واریانس، دامنه تغییرات، کمینه و بیشینه در دو گروه سالم و بیمار می‌باشد. متغیرهای مورد مطالعه در هر سنسور SDC، VC، SDP و VP می‌باشد. برای بررسی بهتر نیاز است نتایج افراد بیمار با نتایج افراد سالم در هر سنسور مقایسه شود. از تقسیم نتایج افراد بیمار به نتایج افراد سالم جدول ۳ به دست می‌آید. نتایج بیان شده در جدول ۳ در واقع نرخ افزایش اطلاعات آماری هر سنسور را در چهار حالت با تقسیم نتایج افراد بیمار به نتایج افراد سالم در هر سنسور فراهم کرده است.

جدول ۳. نرخ افزایش اطلاعات آماری هر سنسور در چهار حالت

مقایسه جابه‌جایی در حالت تمرکزی							مقایسه سرعت در حالت تمرکزی						
شماره سنسور پارامتر	SDC_S1	SDC_S2	SDC_S3	SDC_S4	SDC_S5	SDC_S6	شماره سنسور پارامتر	VP_S1	VP_S2	VP_S3	VP_S4	VP_S5	VP_S6
Mean	۲	۲/۵	۱/۳	۱/۵	۲	۱/۹	Mean	۲	۲/۵	۱/۳	۱/۵	۲	۱/۹
Median	۱/۸	۲/۹	۲/۵	۱/۴	۴/۳	۲/۱	Median	۱/۷	۲/۸	۲/۴	۱/۴	۴/۳	۲/۱
Variance	۴	۵/۱	۱/۴	۱/۱	۱/۱	۶/۱	Variance	۴	۵/۲	۱/۴	۱/۱	۱/۱	۶
Range	۵	۲/۷	۱/۸	۱/۳	۱/۲	۲/۶	Range	۴/۸	۲/۷	۱/۸	۱/۳	۱/۲	۲/۶
Minimum	۱	۱/۹	۱/۹	۲/۲	۱/۴	۱	Minimum	۱	۱/۸	۲	۲/۲	۱/۵	۱
Maximum	۳/۲	۲/۵	۲/۸	۲/۳	۱/۲	۲/۴	Maximum	۳/۲	۲/۵	۱/۸	۲/۴	۱/۲	۲/۴
شماره سنسور پارامتر	SDP_S1	SDP_S2	SDP_S3	SDP_S4	SDP_S5	SDP_S6	شماره سنسور پارامتر	VP_S1	VP_S2	VP_S3	VP_S4	VP_S5	VP_S6
Mean	۲/۵	۲/۶	۱/۵	۷/۲	۳/۱	۲/۷	Mean	۲/۴	۲/۵	۱/۵	۷/۹	۳	۲/۷
Median	۲/۱	۲/۴	۲	۲/۳	۲/۵	۲	Median	۱/۶	۲/۳	۲	۲/۲	۲/۷	۲/۲
Variance	۷/۶	۸/۸	۱/۸	۳۲/۵	۳۱/۳	۱۸/۹	Variance	۷/۴	۹/۱	۲/۵	۲۶/۵	۴۲/۹	۲۰/۵
Range	۳/۵	۴/۲	۱/۱	۱/۷	۶/۴	۴/۵	Range	۳/۸	۴/۲	۲/۶	۴/۱	۶/۹	۴/۸
Minimum	۲/۱	۱/۷	۲/۴	۳/۹	۲	۳/۳	Minimum	۲	۱/۷	۲/۴	۲/۸	۱/۶	۲/۴
Maximum	۳/۲	۳/۶	۱/۲	۴/۹	۴/۹	۴/۴	Maximum	۳/۲	۳/۶	۱/۷	۲/۱	۴/۷	۴/۴

مقایسه نتایج در حالت‌های مختلف**(الف) در حالت تمرکزی (VC و SDC)**

با توجه به جدول ۳ نسبت افزایش میانگین جابه‌جایی دست بیماران به افراد سالم در حالت تمرکزی در سنسور یک، عدد ۲/۰۴ (حدود ۲ برابر) می‌باشد. این عدد در سنسورهای دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۵۴، ۲/۰۳ و ۱/۹۴ می‌باشد. این اعداد در خصوص نسبت افزایش میانگین سرعت دست بیماران به افراد سالم در حالت تمرکزی عیناً تکرار شده است. این افزایش نشان می‌دهد میزان لرزش دست بیماران بیشتر است. همچنین در این جدول، نسبت افزایش میانه جابه‌جایی دست بیماران به افراد سالم در حالت تمرکزی در سنسورهای اول، دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۸۷، ۴/۳۲، ۲/۰۸ و ۱/۹۴ می‌باشد. این اعداد حاکی از آن است که نسبت افزایش میانه SDC و VC دست بیماران به افراد سالم، بیشتر از نسبت افزایش میانگین آن‌ها است؛ در نتیجه میانه جابه‌جایی و میانه سرعت لرزش دست، تمایز بیشتری نسبت به میانگین جابه‌جایی و میانگین سرعت ایجاد می‌کند.

(ب) در حالت وضعیتی (VP و SDP)

در حالت وضعیتی نیز مانند حالت تمرکزی با توجه به جدول ۳ نسبت افزایش میانگین جابه‌جایی دست بیماران به افراد سالم در حالت وضعیتی در سنسور یک، عدد ۲/۵۱ (حدود ۲/۵ برابر) می‌باشد. این عدد در سنسورهای دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۵۸، ۳/۱۳ و ۲/۷۳ می‌باشد. این اعداد در خصوص نسبت افزایش میانگین سرعت دست بیماران به افراد سالم در حالت وضعیتی با اختلاف ناچیزی تکرار شده است. همچنین در این جدول، نسبت افزایش میانه جابه‌جایی دست بیماران به افراد سالم در حالت وضعیتی در سنسورهای اول، دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۰۷، ۲/۳۷، ۲/۴۶ و ۱/۹۸ می‌باشد. این اعداد حاکی از آن است که نسبت افزایش میانگین SDP و VP دست بیماران به افراد سالم بیشتر از نسبت افزایش میانه آن‌ها است. در نتیجه میانگین جابه‌جایی و میانگین سرعت لرزش دست، تمایز بیشتری نسبت به میانه جابه‌جایی و میانه سرعت ایجاد می‌کند. مشاهده می‌شود که نتیجه برتری میانگین و میانه در حالت تمرکزی و وضعیتی برعکس یکدیگر می‌باشد. با توجه به کمینه و بیشینه‌های موجود در هر یک از حالت‌ها می‌توان نتیجه گرفت که چه در افراد سالم چه در افراد بیمار، حالت وضعیتی لرزش بیشتری نسبت به حالت تمرکزی دارد؛ از این رو اعداد مربوط به میانه در حالت وضعیتی بیشتر است؛ بنابراین میانه، وابسته به حالات و حالت‌های مختلف است و می‌تواند مقادیر نادرستی نشان دهد. در نهایت در بین پارامترهای آماری مطرح‌شده، میانگین تمایز بهتری نشان می‌دهد. از طرفی مشاهده شد که در هر دو حالت اعداد مربوط به میانگین سرعت با اعداد مربوط به میانگین جابه‌جایی مقادیر مشابهی دارند.

مقایسه میانگین در حالت‌های تمرکزی و وضعیتی**(الف) در پارامتر جابه‌جایی (SDP و SDC)**

با توجه به جدول ۳ نسبت افزایش میانگین جابه‌جایی دست بیماران به افراد سالم در حالت تمرکزی در سنسورهای اول، دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۰۴، ۲/۵۳، ۲/۰۳ و ۱/۹۴ می‌باشد. این عدد در حالت وضعیتی در سنسورهای اول، دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۵۱، ۲/۵۸، ۳/۱۳ و ۲/۷۳ می‌باشد. مشاهده می‌شود حالت مربوط به حالت وضعیتی برای نشان دادن میزان لرزش دست در پارامتر جابه‌جایی تمایز بیشتری ایجاد می‌کند.

(ب) در پارامتر سرعت (VC و VP)

با توجه به جدول ۳ نسبت افزایش میانگین سرعت دست بیماران به افراد سالم در حالت تمرکزی در سنسورهای اول، دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۰۴، ۲/۵۳، ۲/۰۳ و ۱/۹۴ می‌باشد. این عدد در حالت وضعیتی در سنسورهای اول،

دوم، پنجم و ششم به ترتیب ۲/۴۴، ۲/۵۱، ۳/۰۵ و ۲/۷۳ می‌باشد. همان‌طور که انتظار می‌رفت مشاهده می‌شود حالت مربوط به حالت وضعیتی برای نشان دادن میزان لرزش دست در پارامتر سرعت نیز تمایز بیشتری ایجاد می‌کند. در نهایت از جمع‌بندی بحث مطرح‌شده در مورد جدول ۳ نتیجه گرفته می‌شود بهترین معاینه تشخیصی توسط این دستگاه در پارامتر میانگین سرعت و در حالت وضعیتی (VP) رخ می‌دهد.

بحث در زمینه نتایج

دستکش هوشمند ساخته شده می‌تواند زاویه را اندازه گیری کند. سنسور خمشی به میزان خمش تغییرات، مقاومت را به‌طور خطی حس می‌کند، به این صورت که با خم شدن انگشتان، مقاومتش افزایش می‌یابد و ولتاژ خروجی آن نسبت به تغییر زاویه، تغییر می‌کند. حال این تغییر ولتاژ به مبدل آنالوگ به دیجیتال میکروکنترلر می‌رود و در آن‌جا توسط برنامه نوشته‌شده، پردازش می‌شود و به روی LCD می‌رود و در آن‌جا مقدار زاویه را نشان می‌دهد. به همین صورت نیز داده‌های گرفته شده از سنسور از خروجی پورت سریال با کابل USB to Serial Converter به کامپیوتر می‌روند و با نرم‌افزار LabVIEW پردازش لازم صورت می‌گیرد و به‌صورت آنلاین به شکل نمودار درمی‌آیند. برای انجام آنالیزهای ثانویه روی سیگنال اخذ شده اطلاعات به نرم‌افزارهای متلب و اکسل انتقال می‌یابند. پس از اعمال یک فیلتر پایین‌گذر، پارامترهای مربوطه مانند زاویه، سرعت، جابه‌جایی، کمینه و بیشینه خمش هر مفصل در حالت‌های مختلف استخراج و تحلیل می‌شود.

با توجه به عملکرد سیستم آنالیز لرزش دست به نظر می‌رسد از این دستکش هوشمند در صورت لزوم به دو منظور می‌توان استفاده کرد:

الف) بررسی تغییرات شاخص‌های لرزش (فرکانس، موقعیت و سرعت) در طول درمان برای هر بیمار
 ب) دسته‌بندی کمی دقیق‌تر بیماران براساس شاخص‌های ارائه شده.
 از آنجایی که تمامی این پژوهش را نویسندگان مقاله طراحی، ساخته و برنامه‌نویسی کرده‌اند این قابلیت وجود دارد که در سه بخش زیر ارتقاهایی در این سیستم آنالیز لرزش داشته باشیم:
 الف) ارتقای دستگاه: می‌توان با استفاده از مدار کریستال خارجی، فرکانس کاری میکروکنترلر را افزایش داد و در نتیجه تعداد نمونه‌برداری در ثانیه تا ۲۰ برابر یا بیشتر می‌گردد. این امر موجب افزایش دقت و قدرت مانور بیشتر در آنالیزها می‌شود. همچنین دستکش هوشمند را می‌توان برای هر دو دست چپ و راست ساخت.
 ب) ارتقای برنامه‌نویسی: می‌توان با تغییر پروگرام میکروکنترلر برای افزایش دقت، تعداد نمونه‌برداری را تا دو برابر افزایش داد. همچنین برای کاربردهای جانبی یا انواع اپلیکیشن یا گجت می‌توان برنامه‌نویسی را طبق نیاز مربوطه تغییر داد. برای مثال در انتها برای نمایش یکی از کاربردهای دستکش، خروجی نتایج دستگاه به‌صورت چشمک زدن دو LED سبز و قرمز به نمایش گذاشته شد. هرگاه دست باز باشد سبز روشن می‌شود و هنگام مشت، قرمز روشن می‌شود. در غیر این صورت هر دو به‌صورت متناوب چشمک می‌زنند که به معنای نه باز و نه بسته بودن دست می‌باشد. این خروجی در انواع اپلیکیشن‌ها می‌تواند کاربرد داشته باشد. برای مثال برای کنترل موس توسط سه انگشت، ساخت این دستکش کم‌هزینه و ساده می‌باشد و عملکرد آن برای این منظور به شرح زیر تغییر خواهد کرد:

اگر جمع زوایای انگشت یک بیشتر از جمع زوایای انگشت دو باشد: به پایین رود.

اگر جمع زوایای انگشت یک کمتر از جمع زوایای انگشت دو باشد: به بالا رود.

اگر جمع زوایای انگشت دو بیشتر از جمع زوایای انگشت سه باشد: به راست رود.

اگر جمع زوایای انگشت دو بیشتر از جمع زوایای انگشت سه باشد: به چپ رود.

بنابراین در آینده، دستکش‌هایی می‌تواند به‌وجود بیاید که با حالت‌های مختلف انگشتان بتوان انواع برنامه‌ها را کنترل کرد. همچنین در کاربردهای پزشکی برای کمک به معلولین، توانبخشی و همچنین خنثی کردن لرزش دست کاربرد داشته باشد. امروزه این دستکش‌ها غالباً در انیمیشن‌سازی استفاده می‌شود.

ج) آنالیزهای قوی‌تر: دسته‌بندی انجام شده در این پژوهش، بین افراد دو گروه سالم و بیمار صورت گرفته است. این سیستم به‌صورت پایلوت در تعداد ۲۲ نفر با استفاده از ویژگی VP دارای تمایزی در حد ۲/۵ الی ۳ برابر میان بیماران و افراد سالم می‌باشد. با افزایش جامعه نمونه می‌توان بین شدت بیماری افراد یک گروه بیمار دسته‌بندی مناسبی صورت داد. این امر در تشخیص‌های کلینیکی به پزشکان کمک خواهد کرد.

نتیجه‌گیری

هدف اولیه کمک به افرادی مانند پزشکان است که رفع لرزش دستانشان می‌تواند عمر کاری آن‌ها را افزایش دهد که سرمایه‌ای بزرگ برای هر کشوری محسوب می‌شود. این هدف در مورد افراد عادی که در شرکت‌ها و ادارات نیز مشغول فعالیت می‌باشند و لرزش دست آن‌ها مشکلاتی را برای خود و اطرافیان ایجاد کرده است نیز می‌تواند صدق کند.

هدف ثانویه کمک به متخصصان نورولوژی است به‌طوری که درحال حاضر با مشاهده عینی وضعیت بیمار معاینه می‌شود و لذا کمی‌سازی لرزش دست و محاسبه پارامترهای آن، کمک شایانی در تشخیص بیماری و روند درمان آن می‌کند. هدف دیگری که بر این پژوهش می‌تواند مترتب گردد بررسی دقیق تأثیر درمانی داروهای گوناگون بر بیماری‌های لاعلاجی همچون بیماری پارکینسون می‌باشد. این اهداف منتج به افزایش کیفیت کار خدمات مراکز درمانی می‌شود.

شیوه ثبت سیگنال در این کار، روشی نوین محسوب می‌شود که بسیار دقیق و کم‌هزینه می‌باشد. همچنین نحوه پردازش و محاسبات به‌کارگیری شده در این حوزه نیز جدید می‌باشد.

References

- [1] Zimmerman, T. G., Lanier, J., Blanchard, C., Bryson, S., & Harvill, Y. (1986). A hand gesture interface device. *SIGCHI Bull.*, 18(4), 189–192. <https://doi.org/10.1145/1165387.275628>
- [2] FitzGerald, J. J., Lu, Z., Jareonsettasin, P., & Antoniadou, C. A. (2018). Quantifying Motor Impairment in Movement Disorders. *Front Neurosci*, 12, 202. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00202>
- [3] Selekler, K. (2010). Alois Alzheimer Ve Alzheimer Hastalığı. *Türk Geriatri Dergisi*, 13(3), 9-14. <https://doi.org/10.17942/sted.12150>
- [4] Tsai, C. H., Lo, S. K., See, L. C., Chen, H. Z., Chen, R. S., Weng, Y. H., Chang, F. C., & Lu, C. S. (2002). Environmental risk factors of young onset Parkinson's disease: a case-control study. *Clin Neurol Neurosurg*, 104(4), 328-333. [https://doi.org/10.1016/s0303-8467\(02\)00027-6](https://doi.org/10.1016/s0303-8467(02)00027-6)
- [5] Banaie, M., Pooyan, M., & Mikaili, M. (2011). Introduction and application of an automatic gait recognition method to diagnose movement disorders that arose of similar causes. *Expert Syst. Appl.*, 38(6), 7359–7363. <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2010.12.091>

- [6] Daliri, M. R. (2012). Automatic diagnosis of neuro-degenerative diseases using gait dynamics. *Measurement*, 45(7), 1729-1734. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2012.04.013>
- [7] Ye, Q., Xia, Y., & Yao, Z. (2018). Classification of Gait Patterns in Patients with Neurodegenerative Disease Using Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2018, 9831252. <https://doi.org/10.1155/2018/9831252>
- [8] Kamran, I., Naz, S., Razzak, I., & Imran, M. (2021). Handwriting dynamics assessment using deep neural network for early identification of Parkinson's disease. *Future Generation Computer Systems*, 117, 234-244. <https://doi.org/10.1016/j.future.2020.11.020>
- [9] Akdemir, Ü., Tokçaer, A. B., Karakuş, A., & Kapucu, L. (2014). Brain 18F-FDG PET imaging in the differential diagnosis of parkinsonism. *Clin Nucl Med*, 39(3), e220-226. <https://doi.org/10.1097/rlu.0000000000000315>
- [10] di Biase, L., Di Santo, A., Caminiti, M. L., De Liso, A., Shah, S. A., Ricci, L., & Di Lazzaro, V. (2020). Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. *Sensors (Basel)*, 20(12). <https://doi.org/10.3390/s20123529>
- [11] Heim, B., Krismer, F., De Marzi, R., & Seppi, K. (2017). Magnetic resonance imaging for the diagnosis of Parkinson's disease. *Journal of neural transmission (Vienna, Austria : 1996)*, 124(8), 915-964. <https://doi.org/10.1007/s00702-017-1717-8>
- [12] Heikal, M., & Eldawlatly, S. (2020, Dec 15-16). *An Ensemble Classification Technique of Neurodegenerative Diseases from Gait Analysis*. 2020 15th International Conference on Computer Engineering and Systems (ICCES), Cairo, Egypt <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/9334609>
- [13] Feng, J. Y., Huang, B., Yang, W. Q., Zhang, Y. H., Wang, L. M., Wang, L. J., & Zhong, X. L. (2015). The putaminal abnormalities on 3.0T magnetic resonance imaging: can they separate parkinsonism-predominant multiple system atrophy from Parkinson's disease? *Acta Radiol*, 56(3), 322-328. <https://doi.org/10.1177/0284185114524090>
- [14] Luo, B., Wang, T., Zhang, F., Lin, Y., Zheng, C., & Chen, S. (2021). Interdigital Capacitive Sensor for Cable Insulation Defect Detection: Three-Dimensional Modeling, Design, and Experimental Test. *Journal of Sensors*, 2021, 8859742. <https://doi.org/10.1155/2021/8859742>
- [15] Hashemi Talkhouncheh, S. A., & Shahbazi, A. (2020). Design, Simulation and Fabrication of a Mobile Jammer in GSM Bands. *Karafan Quarterly Scientific Journal*, 17(1), 27-41. <https://doi.org/10.48301/kssa.2020.112755>
- [16] Hosseinpour, M., Karimi, H., Bakhsham, M., & Khodaei, A. (2020). Investigating the effect of multiple intelligence on individual performance of top entrepreneurs. *Karafan Quarterly Scientific Journal*, 17(3), 109-121. <https://doi.org/10.48301/kssa.2020.124670>