دانشگاه صنعتی امیرکبیر
دانشکده مهندسی پزشکی
گرایش بیوالکتریک

عنوان پروژه: پردازش سیگنال بیولوژیکی EMG و شبیه‌سازی سنسور LVDT

نام استاد مربوطه: دکتر توحیدخواه

نام و شماره دانشجویی: محمدکیا قاسمی 40333052

تاریخ تحویل10/3/1405 :

فایل داده اختصاصی: data_2.mat

فرکانس نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز

. مقدمه علمی و هدف پروژه

سیگنال الکترومیوگرافی (EMG) یکی از مهم‌ترین سیگنال‌های بیوالکتریکی است که فعالیت الکتریکی ناشی از انقباض عضلات اسکلتی را ثبت می‌کند. این سیگنال در تشخیص اختلالات عصبی‌عضلانی، طراحی

پروتزهای هوشمند، کنترل رابط انسان-ماشین و مطالعات بیومکانیک حرکتی کاربرد گسترده‌ای دارد. سیگنال‌های EMG سطحی (sEMG) که با الکترودهای سطحی ثبت می‌شوند، همواره با نویزهای محیطی، آرتیفکت‌های حرکتی و تداخلات الکتریکی آمیخته‌اند و پیش از هرگونه تحلیل نیاز به پیش‌پردازش دارند.

از سوی دیگر، سنسور LVDT (Linear Variable Differential Transformer) به عنوان یکی از دقیق‌ترین ابزارهای اندازه‌گیری جابجایی خطی، در تجهیزات پزشکی نظیر دستگاه‌های تصویربرداری، پروتزها و سیستم‌های توانبخشی نقش حیاتی دارد. شناخت اصول کارکرد و ناحیه خطی این سنسور برای طراحی سیستم‌های دقیق اندازه‌گیری ضروری است.

این پروژه در دو بخش مجزا در محیط MATLAB پیاده‌سازی شده است:

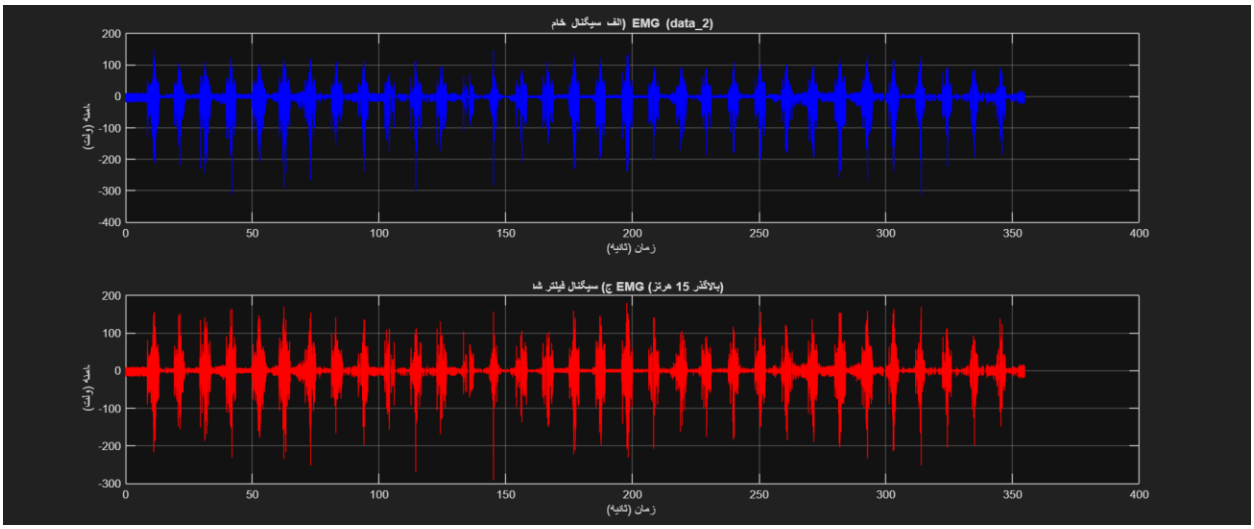
بخش اول - پردازش سیگنال EMG: سیگنال sEMG ثبت‌شده از عضله دوسر یا سه‌سر بازویی در حین ۳۳ تکرار حرکات روزمره (خوردن، نوشیدن، پاسخ به تلفن) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز در اختیار قرار گرفته است. در این بخش ابتدا سیگنال در حوزه زمان و فرکانس بررسی می‌شود، سپس با فیلتر باندگذر باترورث مرتبه چهارم (۱۰ تا ۴۰۰ هرتز) نویززدایی شده و در نهایت پوش سیگنال برای ارزیابی الگوی انقباض عضله استخراج می‌گردد.

بخش دوم - شبیه‌سازی سنسور LVDT: مشخصه استاتیکی خطی سنسور در بازه جابجایی +-۱۰ میلی‌متر رسم شده و پاسخ دینامیکی آن به حرکت سینوسی هسته شبیه‌سازی می‌گردد. همچنین اهمیت عملکرد در ناحیه خطی از دیدگاه دقت اندازه‌گیری تحلیل می‌شود.

بخش اول: پردازش سیگنال EMG

الف) رسم سیگنال خام EMG

بارگذاری و رسم شد. MATLAB ثبت‌شده از عضله مورد نظر در محیط EMG در این بخش سیگنال را در حوزه زمان EMG فرکانس نمونه‌برداری سیگنال برابر 1000 هرتز است. شکل (1) سیگنال خام .نشان می‌دهد

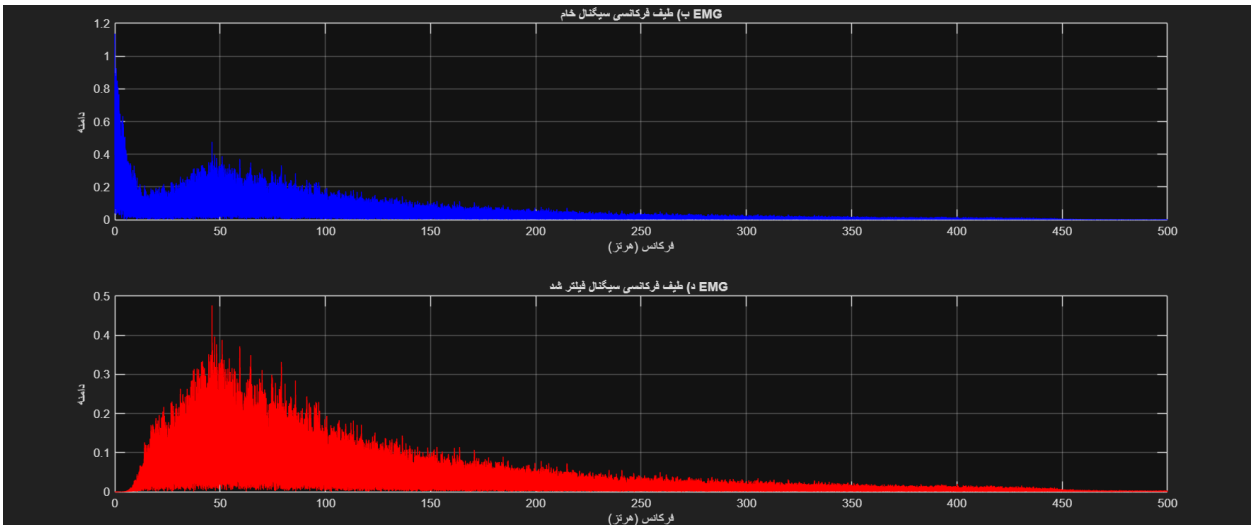


شکل 1- سیگنال خام EMG

سیگنال خام شامل اطلاعات مربوط به فعالیت الکتریکی عضله است اما علاوه بر آن نویزهای مختلف، آرتیفکت‌های حرکتی و تداخلات محیطی نیز در آن مشاهده می‌شود. بنابراین برای استفاده از این سیگنال در تحلیل‌های مهندسی پزشکی، انجام مراحل پیش‌پردازش ضروری است.

ب) تحلیل فرکانسی سیگنال با استفاده از تبدیل فوریه

برای بررسی محتوای فرکانسی سیگنال، تبدیل فوریه سریع (FFT) بر روی سیگنال خام اعمال شد. نتیجه در شکل (2) نمایش داده شده است.

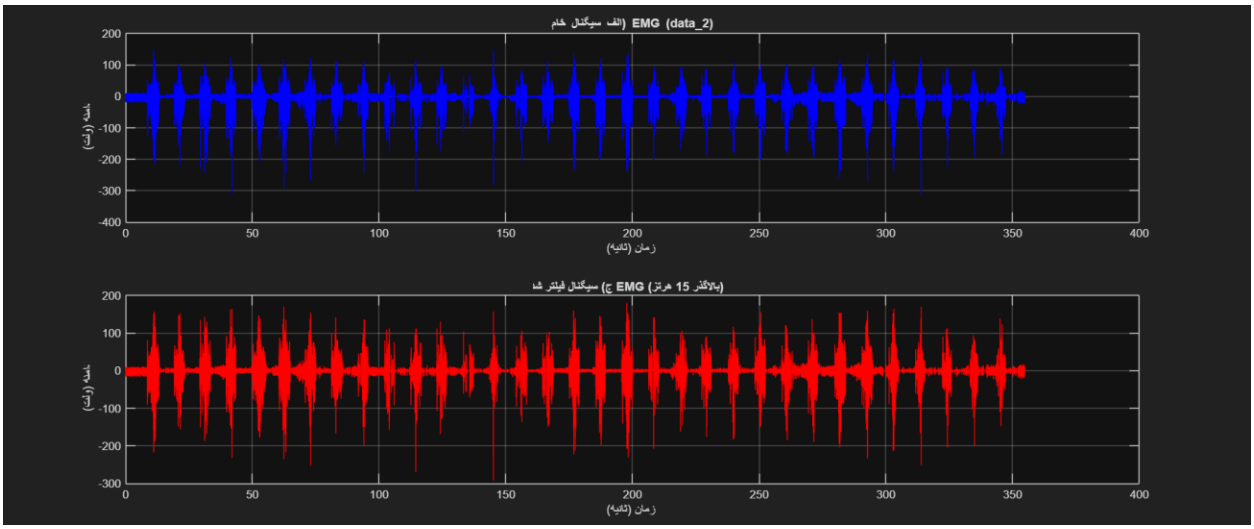


شکل 2- طیف فرکانسی سیگنال خام

با بررسی طیف فرکانسی سیگنال خام می‌توان اطلاعات ارزشمندی به دست آورد: انرژی اصلی سیگنال EMG در محدوده ۲۰ تا ۲۵۰ هرتز متمرکز است که با ادبیات علمی این حوزه مطابقت دارد. مؤلفه‌های فرکانسی زیر ۱۰ هرتز عمدتاً ناشی از آرتیفکت‌های حرکتی (Motion Artifact) و نوسانات الکترود روی پوست هستند. مؤلفه‌های بالای ۴۰۰ هرتز نیز نویز الکتریکی محیطی و نویز حرارتی تجهیزات اندازه‌گیری محسوب می‌شوند. وجود پیک در فرکانس ۵۰ هرتز (در صورت مشاهده) نشانه تداخل شبکه برق شهری است. بنابراین فیلترگذاری در محدوده ۱۰ تا ۴۰۰ هرتز برای حفظ اطلاعات مفید و حذف نویز ضروری است.

ج) فیلتر کردن سیگنال EMG

با توجه به اینکه مؤلفه‌های اصلی سیگنال EMG در بازه 10 تا 400 هرتز قرار دارند، از یک فیلتر Butterworth مرتبه چهارم از نوع باندگذر برای حذف نویزهای خارج از این محدوده استفاده شد.

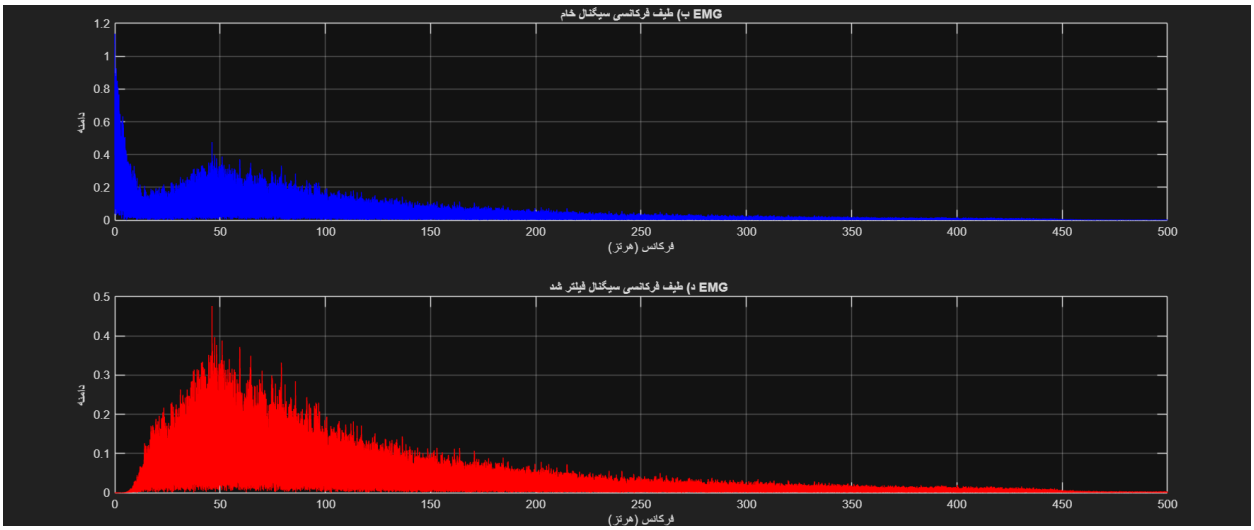


شکل (3)-شکل فیلتر شده سیگنال

اعمال فیلتر موجب حذف مؤلفه‌های فرکانسی نامطلوب شده و کیفیت سیگنال را برای مراحل بعدی پردازش بهبود می‌بخشد.

د) تحلیل فرکانسی سیگنال فیلتر شده

برای ارزیابی عملکرد فیلتر، طیف فرکانسی سیگنال فیلترشده محاسبه و رسم شد.



شکل 4- طیف فرکانسی سیگنال فیلتر شده

با مقایسه طیف‌های قبل و بعد از فیلتر مشاهده می‌شود که مؤلفه‌های خارج از بازه 10 تا 400 هرتز تا حد زیادی حذف شده‌اند. این موضوع نشان‌دهنده عملکرد مناسب فیلتر در استخراج بخش مفید سیگنال EMG است.

هـ) محاسبه پارامترهای آماری سیگنال فیلتر شده

پارامترهای آماری سیگنال فیلترشده محاسبه شدند که نتایج آن در جدول (1) آورده شده است.

پارامتر	مقدار
میانگین	0.000010
میانه	0.000000
واریانس	237.354723
انحراف معیار	15.406321

جدول 1- ویژگی‌های آماری سیگنال فیلتر شده

تفسیر پارامترهای آماری: میانگین سیگنال فیلترشده EMG انتظار می‌رود نزدیک به صفر باشد، زیرا فیلتر باندگذر با فرکانس قطع پایین ۱۰ هرتز مؤلفه DC سیگنال را حذف می‌کند. میانه به عنوان معیار مقاوم در برابر نقاط پرت، تأییدکننده تقارن توزیع دامنه سیگنال است. واریانس و انحراف معیار بالاتر نشان‌دهنده نوسانات بیشتر در دامنه سیگنال و سطح بالاتر فعالیت عضلانی در طول اندازه‌گیری است.

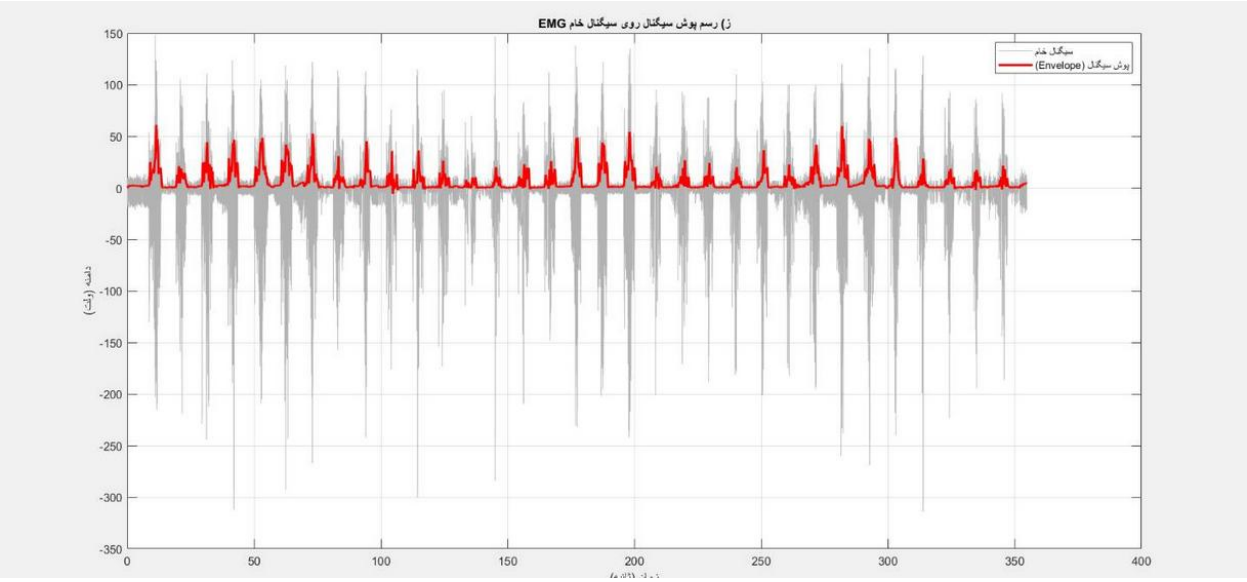
و) استخراج پوش سیگنال EMG

برای استخراج پوش سیگنال EMG از روش استاندارد مبتنی بر یکسوسازی و هموارسازی استفاده شد. این فرآیند طبق بلوک دیاگرام صورت پروژه در چهار مرحله پیاده‌سازی گردید و به صورت تابع مستقل در MATLAB تعریف شد: (۱) اعمال قدرمطلق (یکسوسازی تمام‌موج) روی سیگنال خام EMG؛ (۲) اعمال فیلتر بالاگذر Butterworth مرتبه پنجم با فرکانس قطع ۱۵ هرتز برای حذف DC offset؛ (۳) اعمال مجدد قدرمطلق؛ (۴) اعمال فیلتر پایین‌گذر Butterworth مرتبه پنجم با فرکانس قطع ۲ هرتز برای هموارسازی و استخراج منحنی پوش نهایی.

این روش یکی از رایج‌ترین روش‌های استخراج پوش سیگنال در مطالعات بیومکانیک و کنترل حرکتی است.

ز) رسم پوش سیگنال بر روی سیگنال خام

پوش سیگنال استخراج‌شده به همراه سیگنال خام در شکل (5) نمایش داده شده است.



شکل 5- پوش سیگنال EMG و سیگنال خام

پوش سیگنال چندین مزیت اساسی نسبت به سیگنال خام دارد: نخست، با حذف نوسانات سریع، روند کلی فعالیت عضلانی به وضوح قابل مشاهده است و می‌توان لحظات شروع و پایان انقباض (Onset/Offset) را به راحتی تشخیص داد. دوم، شدت فعالیت عضله در هر لحظه توسط دامنه پوش تخمین زده می‌شود که در مدل‌سازی بیومکانیکی حرکت بسیار ارزشمند است. سوم، پوش سیگنال ورودی مناسب‌تری برای الگوریتم‌های طبقه‌بندی حرکت در سیستم‌های پروتز و رابط انسان-ماشین فراهم می‌کند.

پوش سیگنال، نمایش نرم‌شده‌ای از توان لحظه‌ای سیگنال EMG است. با مقایسه پوش و سیگنال خام می‌توان ارتباط مستقیم آن‌ها را مشاهده کرد: دامنه پوش در زمان‌هایی که انقباض عضلانی قوی‌تر است بالاتر رفته و در فواصل استراحت به سمت صفر میل می‌کند. این ویژگی، پوش سیگنال را به ابزاری مستقیم برای ارزیابی کینزیولوژی حرکت و سطح فعالیت عضله تبدیل می‌کند.

ح) محاسبه پارامترهای آماری پوش سیگنال

پارامترهای آماری پوش سیگنال محاسبه شده و در جدول (2) آورده شده است.

پارامتر	مقدار
میانگین	6.038737
میانه	1.893198
واریانس	82.227861
انحراف معیار	9.067958

جدول 2- ویژگی‌های آماری پوش سیگنال

مقایسه پارامترهای آماری پوش سیگنال با سیگنال فیلترشده نکات مهمی آشکار می‌کند: میانگین پوش سیگنال همواره مثبت است (برخلاف سیگنال فیلترشده که میانگین نزدیک صفر دارد) زیرا پوش سیگنال یکسوشده است. واریانس کمتر پوش نسبت به سیگنال خام نشان‌دهنده هموارسازی موفق است.
میانگین بالاتر پوش در بازه‌های فعالیت عضلانی می‌تواند معیاری برای تشخیص لحظات شروع و پایان انقباض در تحلیل‌های کینزیولوژیکی باشد.

بخش دوم: شبیه‌سازی سنسور LVDT

الف) ساختار و عملکرد سنسور LVDT

LVDT یا Linear Variable Differential Transformer یکی از پرکاربردترین سنسورهای اندازه‌گیری جابجایی خطی است. این سنسور از یک سیم‌پیچ اولیه، دو سیم‌پیچ ثانویه و یک هسته فرومغناطیسی متحرک تشکیل شده است.

سیم‌پیچ اولیه با جریان متناوب (AC) تغذیه می‌شود و میدان مغناطیسی متغیری ایجاد می‌کند. دو سیم‌پیچ ثانویه (1S و 2S) به صورت متقارن در دو طرف سیم‌پیچ اولیه قرار دارند و خروجی آن‌ها به صورت تفاضلی (2S1-S) ترکیب می‌شود. هنگامی که هسته فرومغناطیسی در مرکز قرار دارد، القا در هر دو سیم‌پیچ ثانویه برابر است و ولتاژ خروجی صفر می‌شود (نقطه تعادل). با جابجایی هسته به هر سمت، عدم تقارن ایجاد شده و ولتاژ خروجی متناسب با مقدار و جهت جابجایی تغییر می‌کند. از مزایای LVDT می‌توان به نبود تماس مکانیکی (اصطکاک صفر)، عمر نامحدود، هیسترزیس ناچیز و قابلیت اندازه‌گیری در حد میکرومتر اشاره کرد.

در ناحیه خطی عملکرد سنسور، رابطه بین ولتاژ خروجی و جابجایی به صورت زیر بیان می‌شود:

$$V_{out} = kx$$

که در آن:

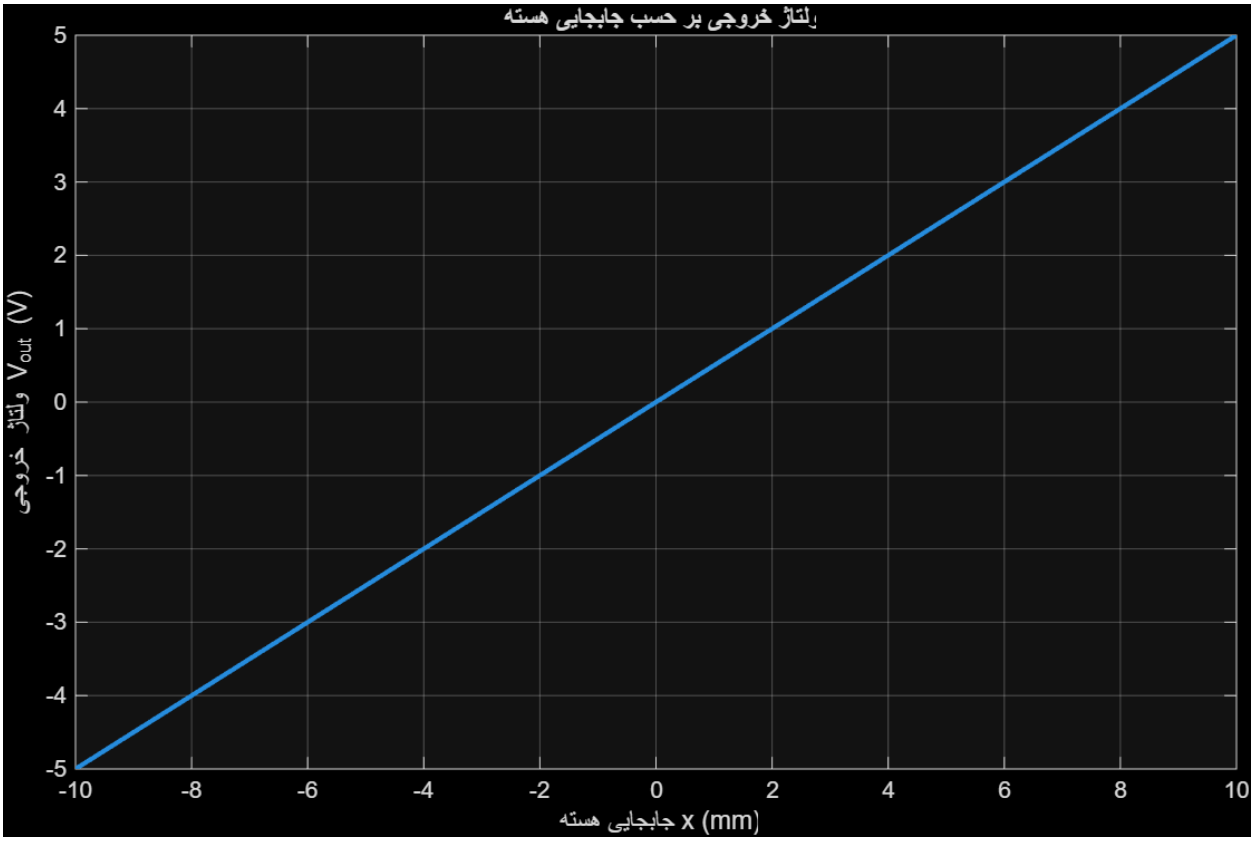
Vout ولتاژ خروجی سنسور

x جابجایی هسته

k حساسیت سنسور

ب) رسم نمودار ولتاژ خروجی بر حسب جابجایی

با فرض رابطه خطی بین جابجایی و ولتاژ خروجی، نمودار ولتاژ خروجی بر حسب جابجایی برای بازه 10- تا 10+ میلی‌متر رسم شد.

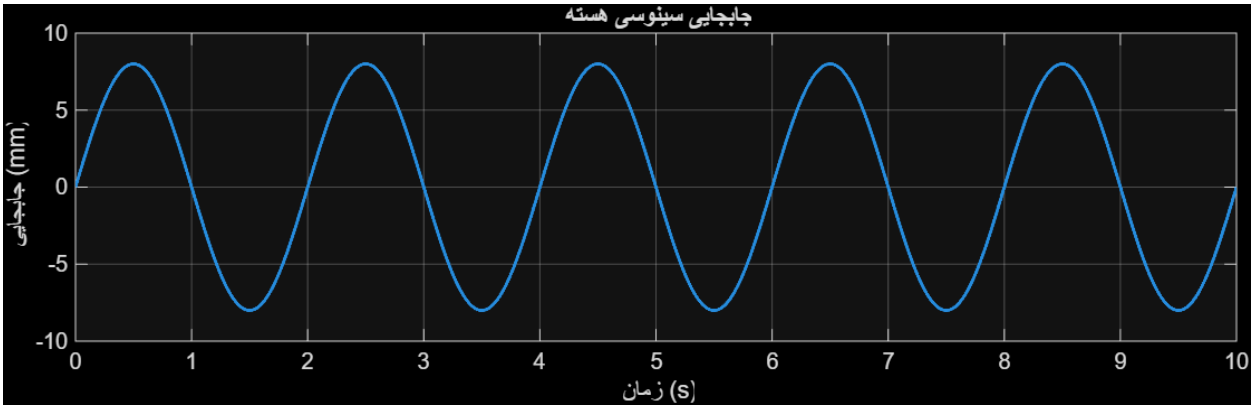


شکل 6- ولتاژ خروجی بر حسب جابجایی

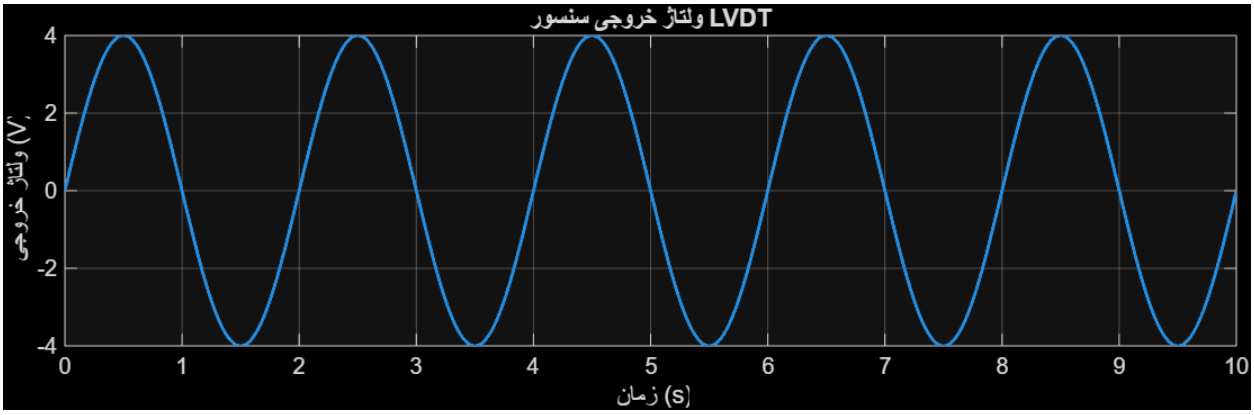
همان‌طور که مشاهده می‌شود، در ناحیه خطی سنسور رابطه‌ای مستقیم بین جابجایی و ولتاژ خروجی وجود دارد.

ج) شبیه‌سازی حرکت سینوسی هسته

برای بررسی عملکرد دینامیکی سنسور، حرکت هسته به صورت یک تابع سینوسی در نظر گرفته شد و خروجی سنسور محاسبه گردید.



شکل 7- جابجایی سینوسی هسته



شکل 8- ولتاژ خروجی سنسور بر حسب زمان

نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که ولتاژ خروجی سنسور دقیقاً شکل موج سینوسی جابجایی هسته را دنبال می‌کند و خطی بودن سنسور در بازه عملکردی تأیید می‌شود. از تحلیل نمودارها: (الف) اختلاف فاز میان جابجایی و ولتاژ خروجی ناچیز است که پاسخ سریع سنسور را نشان می‌دهد؛ (ب) دامنه ولتاژ خروجی با ضریب k به دامنه جابجایی ارتباط مستقیم دارد؛ (ج) اگر دامنه حرکت از محدوده خطی خارج شود، اعوجاج در خروجی قابل مشاهده خواهد بود.

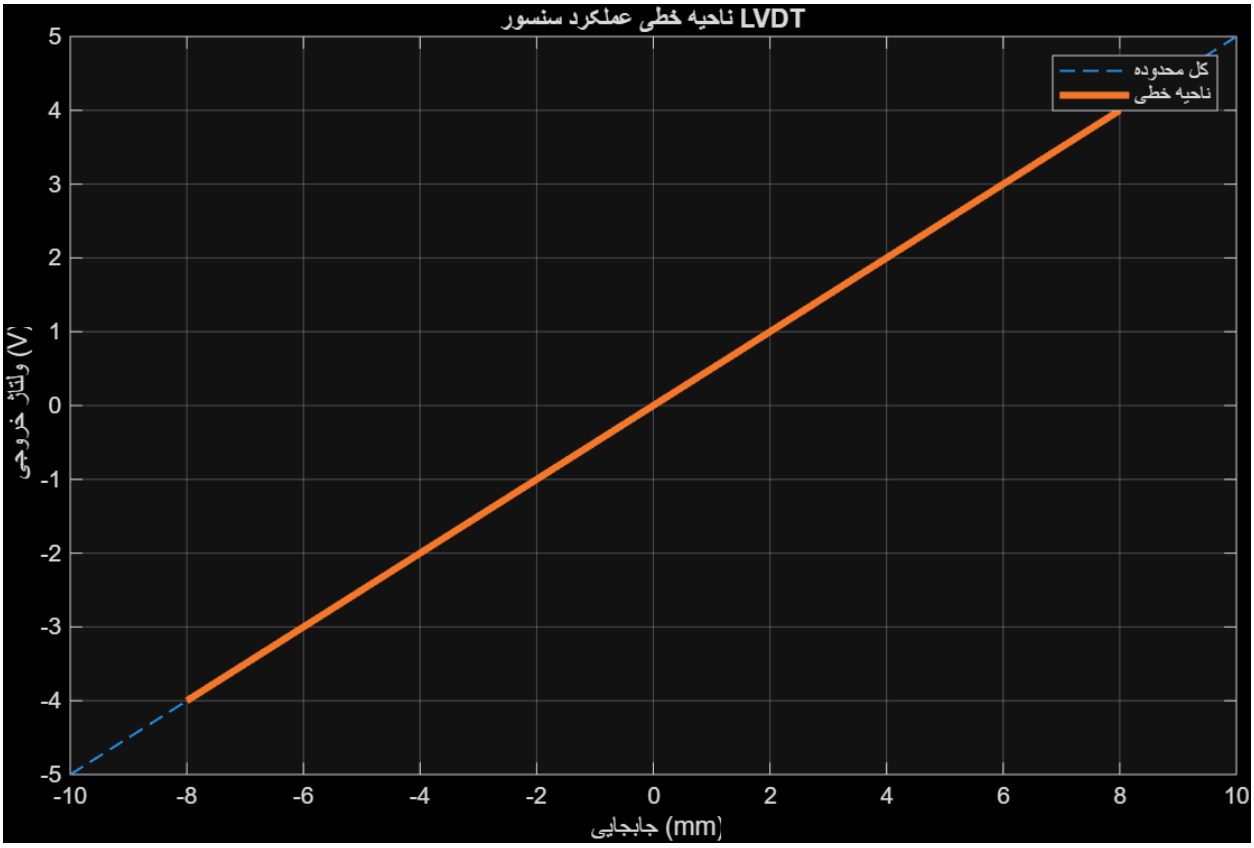
د) بررسی ناحیه خطی عملکرد سنسور

در سنسور LVDT تنها بخشی از محدوده حرکتی هسته دارای رفتار کاملاً خطی است. در این ناحیه ولتاژ خروجی به طور مستقیم با جابجایی متناسب است.

استفاده از ناحیه خطی اهمیت زیادی دارد زیرا:

- دقت اندازه‌گیری افزایش می‌یابد.
- خطای غیرخطی کاهش پیدا می‌کند.
- کالیبراسیون سیستم ساده‌تر انجام می‌شود.
- قابلیت اطمینان اندازه‌گیری بیشتر خواهد شد.

به همین دلیل در کاربردهای صنعتی و پزشکی معمولاً سنسور در محدوده خطی خود مورد استفاده قرار می‌گیرد.



نتیجه‌گیری

در این پروژه دو حوزه مکمل مهندسی پزشکی، یعنی پردازش سیگنال بیولوژیکی و سنسورهای ابزار دقیق، به صورت عملی مطالعه شدند. در بخش EMG، تحلیل طیف فرکانسی نشان داد که انرژی سیگنال عمدتاً در محدوده ۲۰ تا ۲۵۰ هرتز متمرکز است و اعمال فیلتر باندگذر باترورث مرتبه چهارم (۱۰ تا ۴۰۰ هرتز) نویزهای حرکتی و الکتریکی را به طور مؤثری حذف کرد. استخراج پوش سیگنال با روش یکسوسازی و هموارسازی، اطلاعات ارزشمندی درباره الگوی زمانی انقباض عضله فراهم آورد. شاخص‌های آماری برای هر دو سیگنال فیلترشده و پوش محاسبه و تفسیر گردیدند.

در بخش LVDT، شبیه‌سازی مشخصه استاتیکی سنسور رابطه خطی Vout=kx را در بازه +-۱۰ میلی‌متر تأیید کرد. پاسخ دینامیکی به ورودی سینوسی نشان داد که خروجی با وفاداری بالا جابجایی را دنبال می‌کند. مفهوم ناحیه خطی و اهمیت آن در دقت اندازه‌گیری، به عنوان پایه طراحی سیستم‌های اندازه‌گیری پزشکی، بررسی شد. این پروژه درک عمیق‌تری از پردازش سیگنال‌های بیولوژیکی و کارکرد سنسورهای جابجایی در تجهیزات پزشکی فراهم کرد.