





دانشگاه شاهرود

دانشکده مهندسی مکانیک

گروه مکترونیک

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

ساخت مکترونیکي بازوي محرک کابلي بر اساس سيگنال های طبقه بندي شده

EEG ناشی از تصور حرکتی مغز

همایون زرشناس

استادان راهنما:

مهدی بامداد - مادی کرایلو

تابستان ۱۳۹۲



دانشگاه صنعتی شاهرود

مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۶)

باسمه تعالی

شماره:

تاریخ:

ویرایش:

فرم صورت جلسه دفاع از پایان نامه تحصیلی دوره کارشناسی ارشد

با تأییدات خداوند متعال و با استعانت از حضرت ولی عصر (عج) نتیجه ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد آقای همایون زرشناس رشته مهندسی مکانیک گرایش مکاترونیک تحت عنوان ساخت مکاترونیکی بازوی محرک کابلی بر اساس سیگنال های طبقه بندی شده EEG ناشی از تصور حرکتی مغز ۹۲/۰۶/۲۵ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

☐ مردود	☐ دفاع مجدد	☐ (امتیاز ۲۰)	قبول (با درجه : عالی)
--------------------------------	------------------------------------	--	-------------------------

۲- بسیار خوب (۱۸ - ۱۸/۹۹)

۱- عالی (۲۰ - ۱۹) ✓

۴- قابل قبول (۱۵ - ۱۴/۹۹)

۳- خوب (۱۶ - ۱۷/۹۹)

۵- نمره کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- دکتر مهدی بامداد	مهدی بامداد	استاد	
۲- دکتر هادی گرایلو	هادی گرایلو	استاد	
۳- دکتر محمد مهدی فاتح	محمد مهدی فاتح	استاد	
۴- دکتر علی سلیمانی ایوری	علی سلیمانی ایوری	استاد	
۵- دکتر رضا طاهریان	رضا طاهریان	استاد	

رئیس دانشکده: محمدتاد
امضاء:



تقدیم به مقدس‌ترین واژه مادر لغت نامه دلم

مادر مهربانم که زندگیم را دیون مهر و عطفوت اومی دانم

پدر، مهربانی مشفق، بردبار و حامی

و خواهر مهربانم

همراهان همیشگی و پشتوانه‌های زندگیم به جبران قطره‌ای از دریای محبتشان

یرفع الله الذین آمنوا منکم والذین اوتوا العلم درجات والله بما تعملون خبیر (احزاب)

که ایند مقامی بخشد بلند

بر آنان که در بحر دانش دند

بر اعمال روشن به سر ضمیر

همه هست آنکه خدای خبیر

پاس خدای را که سخوران، در ستودن او بماند و شمارندگان، شردن نعمت های او ندانند و کوشندگان، حق او را کزاردن نتوانند.

بدون شک جایگاه و منزلت معلم، اجل از آن است که در مقام قدردانی از زحمات بی شائبه ی او، بازبان قاصرو دست ناتوان، چیزی بکاریم.

اما از آنجایی که تجلیل از معلم، پاس از انسانی است که هدف و غایت آفرینش را تائین می کند و سلامت امانت باری را که به دستش سپرده اند، تضمین؛ بر حسب وظیفه و از باب "من لم یشکر المنعم من المخلوقین لم یشکر الله عزوجل": از پدر و مادر عزیزم این دو معلم بزرگوارم که همواره بر کوتاهی و درستی من، قلم عفو کشیده و گریانه از کنار غفلت هایم گذشته اند و در تمام عرصه های زندگی یار و یاور بی چشم داشت برای من بوده اند؛ از اساتید با کمالات و شایسته؛ جناب آقایان دکتر مهدی بامداد و دکتر مهدی گریلو که در کمال سه صدر، با حسن خلق و فروتنی، از هیچ کجی در این عرصه بر من دریغ ننمودند و زحمت راهنمایی این رساله را بر عهده گرفتند کمال شکر و قدردانی را دارم.

همچنین از دوستان بزرگوارم آقایان اکبر امیرشکوری، آتک گل محمدی، حمید اسلام پور و رضا ضوانیان که در انجام این پروژه به من یاری رسانند بسیار سپاسگزارم

باشد که این خردترین، بخشی از زحمات آنان را پاس گوید.

تعهد نامه

اینجانب همایون زرشناس دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکترونیک دانشکده مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه ساخت مکترونیکی بازوی محرک کابلی بر اساس سیگنال های طبقه بندی شده EEG ناشی از تصور حرکتی مغز تحت راهنمایی دکتر مهدی بامداد و دکتر هادی گرایلو متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافتهای آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

مشکلاتی که پس از ضربه مغزی یا بیماری‌های دستگاه عصبی رخ می‌دهد منجر به بروز محدودیت‌های حرکتی و کلامی برای مدت طولانی در بیماران می‌شود. پیشرفت‌های صورت گرفته در زمینه ارتباط مغز انسان و کامپیوتر (BCI) امکان شناسایی و طبقه‌بندی فعالیت‌های الکتریکی و متابولیک مغز و تبدیل آنها به یک فرمان کنترلی برای کامپیوتر و یا یک دستگاه توانبخشی را فراهم می‌نماید.

در این پایان‌نامه طراحی مکاترونیکی یک سیستم واسط مغز و کامپیوتر بر پایه سیگنال‌های تصور حرکتی با هدف کنترل حرکت یک بازوی رباتیک مورد توجه قرار گرفته است. برای این منظور در پروسه پردازش سیگنال در مرحله استخراج ویژگی از روش بسته موجک برای تحلیل ویژگی‌های فرکانسی و زمانی سیگنال‌های مغزی دو کلاسه (مربوط به دو تصور حرکتی متفاوت) استفاده شده است. روش‌های DSLVQ و جستجوی فرکانسی به عنوان راهکاری برای کاهش ویژگی مورد استفاده قرار گرفته است. به منظور بررسی عملکرد این روش‌ها، طبقه‌بندهای خطی و غیرخطی شامل SVM، شبکه عصبی چندلایه (MLP)، k -NN، پارزن و طبقه‌بند بیزین مورد استفاده قرار گرفت. دقت حاصل از این روش‌ها بین ۶۷ تا ۹۰ درصد و بیشینه مقدار ضریب kappa برابر با ۰.۸ می‌باشد.

در انتها به عنوان یک راهکار ابتکاری و نوین، با هدف افزایش دقت طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی، ترکیب نتایج طبقه‌بندها در دستور کار قرار گرفته است. از این رو، روش میانگین وزن دار مرتب شده (OWA) و روش‌های مبتنی بر انتگرال فازی (سوگنو و چکوئت) برای اجماع نظر بین نتایج طبقه‌بندها به کار گرفته شده‌است. به کمک روش‌های

OWA، سوگو و چکوئت دقت نتایج طبقه‌بندی به ترتیب به ۹۳، ۹۵ و ۹۷٫۵ درصد افزایش یافته است ضمن آنکه زمان مورد نیاز برای پردازش سیگنال در روش OWA کوتاه‌تر می‌باشد.

با توجه به اینکه سیگنال‌های مغزی مورد استفاده از بانک داده مربوط به دو کلاس تصور ذهنی مختلف است، بنابراین از نتایج طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی برای کنترل حرکت یک دستگاه توانبخشی آرنج استفاده شده است. دستگاه توانبخشی موردنظر بر اساس پروتکل‌های توانبخشی آرنج با هدف افزایش سرعت بهبود بیماران طراحی گردیده است. همچنین با بکارگیری محرک کابلی امکان شبیه‌سازی هرچه بهتر تغییرات سختی آرنج انسان فراهم شده است. از جمله مزایای مکانیزم ارزان و سبک پیشنهادی، ایجاد حرکت هموار برای مفصل با سختی قابل تنظیم، جبران اثرات گرانش، کاهش ابعاد موتورهای محرک و در موارد توسعه یافته، توانایی کنترل همزمان چند مفصل و انتقال قدرت به میله‌های متصل به آن‌ها تنها با استفاده از یک منبع قدرت است. همچنین با ایجاد شرایط حرکتی برگشت‌پذیر با استفاده از محرک کابلی، تعاملی ایمن و بی‌خطر بین دستگاه و کاربر شکل گرفته است.

کلید واژه‌ها

واسط مغز و کامپیوتر، ترکیب طبقه‌بندها، مکانیزم محرک کابلی، دستگاه توانبخشی آرنج

لیست مقالات پذیرفته شده از پایان نامه:

- Zarshenas H., Grailu H., AmirShakoori A. (2013) "Multiple classifiers combination with fuzzy integral and Dempster-Shafer methods for classifying the Motor Imagery EEG signals", IFSC, Qazvin, Iran
- بامداد م، زرشناس ه، گرایلو ه، (۱۳۹۲) "مروری بر کاربردهای سیستم BCI در علم توانبخشی با رویکرد بازتوانی ارتباط با محیط پیرامون" مجله پژوهش در علوم توانبخشی، JRRS، در دست چاپ.
- زرشناس ه، گرایلو ه، امیرشکوری ا، (۱۳۹۲) "پردازش سیگنال‌های تصور حرکتی مغز با رویکرد ترکیب اطلاعات به کمک روش‌های انتگرال فازی و میانگین وزن‌دار مرتب شده" پنجمین کنفرانس مهندسی برق و الکترونیک ایران، ص ۴۷۹، گناباد

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
فهرست شکل‌ها.....	ه
فهرست جدول‌ها.....	ط
فصل ۱- فصل اول: معرفی علم BCI.....	۱
۱-۱- مقدمه.....	۲
۲-۱- معرفی علم BCI.....	۳
۳-۱- روش‌های شناسایی فعالیت‌های مغزی.....	۴
۱-۳-۱- الکتروانسفالوگرافی (EEG).....	۵
۴-۱- انواع سیگنال‌های EEG دریافتی از مغز.....	۸
۱-۴-۱- تغییرات نوسانی سیگنال‌های الکتریکی مغزی.....	۸
۲-۴-۱- انواع تغییرات در امواج الکتریکی مغز (EEG).....	۹
۵-۱- مراحل فرآیند BCI.....	۱۰
۱-۵-۱- استخراج ویژگی.....	۱۲
۲-۵-۱- کاهش ویژگی.....	۱۴
۳-۵-۱- طبقه‌بندی.....	۱۴
۶-۱- نتیجه‌گیری.....	۱۵
فصل ۲- فصل دوم: تاریخچه و مرور مقالات.....	۱۶
۱-۲- مقدمه.....	۱۷
۲-۲- مروری بر روش‌های پردازش سیگنال.....	۱۷
۱-۲-۲- استخراج ویژگی.....	۱۷
۲-۲-۲- انتخاب ویژگی.....	۱۸
۳-۲-۲- طبقه‌بندی.....	۱۸
۳-۲- مروری بر کاربردهای علم BCI.....	۱۹
۴-۲- جمع‌بندی.....	۲۱
فصل ۳- فصل سوم: پردازش سیگنال‌های EEG.....	۲۲

۲۳	۱-۳ - مقدمه
۲۴	۲-۳ - استخراج ویژگی
۲۴	۱-۲-۳ - تبدیل فوریه زمان کوتاه (STFT)
۲۵	۱-۱-۲-۳ - تبدیل فوریه زمان کوتاه پیوسته
۲۵	۲-۱-۲-۳ - تبدیل فوریه زمان کوتاه گسسته
۲۷	۲-۲-۳ - تبدیل بسته موجک
۲۸	۳-۳ - انتخاب ویژگی
۲۸	۱-۳-۳ - روش DSLVQ
۳۰	۲-۳-۳ - روش جستجوی فرکانسی
۳۱	۴-۳ - طبقه بندی
۳۱	۱-۴-۳ - ماشین بردار پشتیبان (SVM)
۳۳	۱-۱-۴-۳ - توابع کرنل
۳۳	۲-۴-۳ - شبکه عصبی مصنوعی چند لایه (MLP)
۳۵	۳-۴-۳ - بیزین
۳۷	۴-۴-۳ - طبقه بندی بر اساس نزدیکترین همسایگی (k-NN)
۳۸	۵-۴-۳ - روش پارزن
۳۹	۵-۳ - ترکیب طبقه بندها
۳۹	۱-۵-۳ - روشهای ترکیب بدون نیاز به آموزش
۴۰	۲-۵-۳ - عملگر میانگین مرتب وزندار (OWA)
۴۲	۳-۵-۳ - انتگرال های فازی
۴۳	۱-۳-۵-۳ - روش سوگنو
۴۴	۲-۳-۵-۳ - روش چکوئت
۴۵	۶-۳ - ارزیابی عملکرد
۴۵	۱-۶-۳ - کانفیوژن ماتریس
۴۶	۲-۶-۳ - معیار kappa
۴۶	۷-۳ - نتایج شبیه سازی
۴۶	۱-۷-۳ - بانک داده
۴۷	۲-۷-۳ - نتایج پردازش سیگنال
۵۱	۸-۳ - جمع بندی
۵۳	فصل ۴ - فصل چهارم: تعامل با انسان توسط واسط مکانیک

۵۴	۱-۴ - مقدمه
۵۷	۲-۴ - مفاهیم طراحی
۵۷	۱-۲-۴ - قیده‌های طراحی
۵۷	۲-۲-۴ - راهکار تولید گشتاور
۵۹	۳-۴ - تحلیل سختی مکانیزم
۶۷	۴-۴ - تحلیل دینامیک مکانیزم
۶۹	۵-۴ - طراحی مسیر
۷۰	۶-۴ - کنترل عملکرد مکانیزم در حالت برگشت پذیر و برگشت ناپذیر
۷۲	۱-۶-۴ - کنترل مکانیزم در حالت برگشت ناپذیر
۷۶	۲-۶-۴ - کنترل مکانیزم در حالت برگشت پذیر
۷۷	۱-۲-۶-۴ - کنترل به روش خطی سازی فیدبک
۸۱	۲-۲-۶-۴ - کنترل به روش PD
۸۳	۳-۲-۶-۴ - کنترل امپدانس حلقه باز
۸۹	۷-۴ - نتیجه گیری
۹۱	فصل ۵- فصل پنجم: طراحی و ساخت ربات توانبخشی آرنج
۹۲	۱-۵ - مقدمه
۹۳	۲-۵ - دستگاه توانبخشی آرنج (مکانیزم تک مفصلی)
۹۴	۳-۵ - راهکار حذف اثر وزن
۹۵	۴-۵ - تحلیل دینامیک سیستم
۹۵	۱-۴-۵ - مکانیزم محرک کابلی تک مفصلی
۹۶	۲-۴-۵ - سیستم جبران‌ساز جاذبه
۹۹	۵-۵ - طراحی مکانیزم
۱۰۱	۶-۵ - نحوه عملکرد مکانیزم
۱۰۲	۷-۵ - شبیه سازی
۱۰۴	۱-۷-۵ - بررسی گشتاور مفصل
۱۰۶	۲-۷-۵ - بررسی سختی
۱۰۷	۸-۵ - ساخت دستگاه
۱۰۹	۹-۵ - کنترل دستگاه توانبخشی آرنج به کمک سیگنالهای مغزی (BCI)
۱۱۰	۱-۹-۵ - نرم افزار سیستم کنترل
۱۱۱	۲-۹-۵ - سخت افزار کنترلر

۱۱۳.....	۱۰-۵- بررسی عملکرد دستگاه.....
۱۱۳.....	۱۰-۱- آزمایش یک: اندازه گیری سرعت دوران بازوی محرک.....
۱۱۷.....	۱۰-۲- آزمایش دو: اندازه گیری تغییرات نیروی کشش کابل.....
۱۱۸.....	۱۰-۳- آزمایش سه: تعیین تغییرات توان موتور محرک.....
۱۲۰.....	۱۱-۵- نتیجه گیری.....

فصل ۶- فصل ششم: جمع بندی و پیشنهادها..... ۱۲۲

۱۲۳.....	۱-۶- مقدمه.....
۱۲۴.....	۲-۶- خلاصه کارهای انجام شده در این پایان نامه.....
۱۲۵.....	۳-۶- نتایج.....
۱۲۷.....	۴-۶- کارهای آینده.....

فصل ۷- پیوست ها..... ۱۲۹

۱۳۰.....	پیوست الف- روش های برداشت سیگنال از مغز.....
۱۳۰.....	الف - ۱- الکتروکارتیوگرافی و میکروالکترودها (ECoG).....
۱۳۱.....	الف - ۲- تحلیل امواج مغناطیسی مغز (MEG).....
۱۳۲.....	الف - ۳- تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (fMRI).....
۱۳۳.....	الف - ۴- طیف نگاری مادون قرمز از مغز (NIRS).....
۱۳۴.....	الف - ۵- طیف نگاری پرتوهای پوزیترون PET.....
۱۳۵.....	پیوست ب- طیف فرکانس سیگنال های مغزی.....
۱۳۵.....	پیوست ج- نمایش سیگنال های مغزی.....
۱۳۷.....	پیوست د- ویژگی های سیگنال های مغزی.....
۱۳۷.....	د - ۱- پارامترهای مکانی (فضایی).....
۱۳۷.....	د - ۲- پارامترهای طیفی (فرکانسی).....
۱۳۸.....	د - ۳- پارامترهای زمانی.....
۱۳۹.....	پیوست ه- تبدیل موجک.....
۱۴۱.....	پیوست و- روش LVQ.....
۱۴۴.....	پیوست ز- بانک داده.....
۱۴۵.....	پیوست ح- تعیین سختی آرنج انسان.....

فصل ۸- منابع..... ۱۴۷

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل (۱-۱) وسایل مورد استفاده در سیستم EEG. تجهیزات برداشت سیگنال شامل تعدادی الکتروود، یک تقویت کننده سیگنال و دستگاه ثبت و نمایش داده ها می باشد..... ۶	
شکل (۲-۱) نحوه جانمایی الکتروودها روی سر در آرایش ۱۰-۲۰ [۲]..... ۷	
شکل (۳-۱) مراحل تشکیل دهنده چرخه BCI..... ۱۱	
شکل (۱-۲) الف: تعداد درصد توزیع مقالات مطالعه شده بر حسب نوع کاربرد. ب: تعداد و درصد توزیع مقالات مطالعه شده براساس نوع سیگنال مورد استفاده..... ۲۱	
شکل (۱-۳) اعمال تبدیل فوریه زمان کوتاه به ازاء اعمال پنجره های مستطیلی با ازاء همپوشانی ۵۰ درصد [۲۷]..... ۲۶	
شکل (۲-۳) نمایش اعمال تبدیل بسته موجک به سیگنال اولیه تا سه مرحله..... ۲۷	
شکل (۳-۳) ابر صفحه های مختلف برای تفکیک دو کلاس به همراه ابرصفحه تفکیک کننده بهینه برای داده های دو بعدی [۳۲]..... ۳۲	
شکل (۴-۳) یک شبکه عصبی سه لایه..... ۳۴	
شکل (۵-۳) نحوه عملکرد طبقه بند k-NN در تعیین کلاس ورودی جدید..... ۳۸	
شکل (۶-۳) نمای شماتیک از عملکرد انتگرال های فازی سوگنو و چکوئت [۸۵]..... ۴۴	
شکل (۷-۳) نحوه نمایش کانفیوژن ماتریس بر ای یک مسئله دو کلاسه..... ۴۵	
شکل (۸-۳) نمودار ضرایب اثر فرکانسی حاصل از روش DSLVQ..... ۴۷	
شکل (۹-۳) نمودار میزان دقت طبقه بندی برای فرکانس های مختلف حاصل از روش جستجوی فرکانسی..... ۴۸	
شکل (۱۰-۳) بررسی عملکرد روش OWA به ازاء مقادیر مختلف α ۵۱	
شکل (۱-۴) مسیر دورانی برای هدایت راستای اعمال نیروی کششی در کابل به منظور کنترل گشتاور بازوی محرک..... ۵۸	
شکل (۲-۴) وضعیت عملکرد مکانیزم کابلی برای سیستم n مفصلی..... ۵۹	
شکل (۳-۴) قسمت های اصلی تشکیل دهنده سیستم محرک مکانیزم دو مفصلی دارای محرک کابلی..... ۶۰	

شکل (۴-۴) نمایش بیضی سختی دست. در شکل (ج) K_{min} و K_{max} به ترتیب نشاندهنده قطر بزرگ و قطر کوچک بیضی سختی می باشد. γ زاویه بین قطر بزرگ بیضی سختی و محور افقی ثابت x است که نشاندهنده جهت بیضی سختی است [۵۲]..... ۶۲

شکل (۵-۴) مقایسه تغییرات سختی حاصل از شبیه سازی با عملکرد دست انسان در حالت ایستایی..... ۶۶

شکل (۶-۴) مقایسه تغییرات سختی حاصل از شبیه سازی با عملکرد دست انسان در حالت حرکت..... ۶۷

شکل (۷-۴) نمایش شماتیک به همراه پارامترهای هندسی مربوط به مکانیزم دو مفصلی..... ۶۸

شکل (۸-۴) تغییر زاویه الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب..... ۷۳

شکل (۹-۴) تغییر سرعت زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب..... ۷۴

شکل (۱۰-۴) تغییر شتاب زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب..... ۷۵

شکل (۱۱-۴) تغییر زاویه الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک..... ۷۸

شکل (۱۲-۴) تغییر سرعت زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک..... ۷۹

شکل (۱۳-۴) تغییر شتاب زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک..... ۸۰

شکل (۱۴-۴) نحوه تعقیب مسیر برای θ با اعمال نیرو به صورت تابع گوسی با دامنه ۲۰ نیوتن در ثانیه ۱.۵..... ۸۱

شکل (۱۵-۴) نحوه تعقیب مسیر برای α با اعمال نیرو به صورت تابع گوسی با دامنه ۲۰ نیوتن در ثانیه ۱.۵..... ۸۱

شکل (۴-۱۶) تغییر زاویه الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بیباری و به ازاء عمل نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک..... ۸۲

شکل (۴-۱۷) فرآیند کنترل امپدانس حلقه باز به همراه مدل پیشخور..... ۸۴

شکل (۴-۱۸) تغییر امپدانس برای الف: مفصل A و ب: مفصل B تحت اعمال کنترل امپدانس حلقه باز..... ۸۵

شکل (۴-۱۹) نحوه تعقیب مسیر در فضای کار توسط مکانیزم مورد بررسی، بدون اعمال بار خارجی در حضور امپدانس کنترلر..... ۸۶

شکل (۴-۲۰) تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در خلاف جهت حرکت از ثانیه ۱ تا ثانیه ۳ از بازه حرکت بر انحراف نقطه اثر نهایی مکانیزم از مسیر طراحی شده الف: در راستای عمودی (y) و ب: در راستای افقی (x) در حضور امپدانس کنترلر..... ۸۷

شکل (۴-۲۱) میزان انحراف از مسیر طراحی شده در فضای کار، تحت تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در خلاف جهت حرکت از ثانیه ۱ تا ثانیه ۳ از بازه حرکت..... ۸۷

شکل (۴-۲۲) تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در راستای مسیر حرکت از ابتدا تا انتهای حرکت بر انحراف نقطه اثر نهایی مکانیزم از مسیر طراحی شده الف: در راستای قائم و ب: در راستای افقی (x) در حضور امپدانس کنترلر..... ۸۸

شکل (۴-۲۳) میزان انحراف از مسیر طراحی شده در فضای کار، تحت تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در راستای مسیر حرکت از ابتدا تا انتهای حرکت..... ۸۸

شکل (۵-۱) طرح شماتیک سیستم محرک کابلی..... ۹۴

شکل (۵-۲) وضعیت قرارگیری فنر خطی به منظور جبران اثر گرانش و پارامترهای هندسی مربوط به آن..... ۹۷

شکل (۵-۳) نمودار تغییر نیرو بر حسب تغییر طول فنر الف: برای فنر با طول آزاد صفر و ب: برای فنر معمولی (با طول آزاد غیر صفر)..... ۹۸

شکل (۵-۴) دستگاه توانبخشی آرنج..... ۱۰۰

شکل (۵-۵) نمای انفجاری از اجزاء تشکیل دهنده دستگاه توانبخشی آرنج..... ۱۰۰

شکل (۵-۶) فرآیند بررسی مکانیزم مورد استفاده در این پژوهش با هدف شبیه سازی عملکرد آرنج..... ۱۰۳

شکل (۵-۷) تغییرات زاویه دیسک راهنما و ساعد در حین حرکت برای نیروی کشش متفاوت در کابل..... ۱۰۴

شکل (۵-۸) تغییرات زاویه Ψ بر اساس زاویه بازوی محرک (θ)..... ۱۰۴

شکل (۵-۹) تغییرات گشتاور نیروی محرک و نیروی وزن به ازاء دوران بازوی محرک. ۱۰۵

شکل (۵-۱۰) تغییرات شتاب زاویه ای میله متصل شونده به ساعد به ازاء دوران بازوی محرک..... ۱۰۵

شکل (۵-۱۱) تغییرات ضریب سختی k_T در بازه حرکتی بازوی محرک..... ۱۰۶

شکل (۵-۱۲) اجزاء تشکیل دهنده دستگاه توانبخشی آرنج..... ۱۰۸

شکل (۵-۱۳) دستگاه توانبخشی آرنج..... ۱۰۹

شکل (۵-۱۴) نحوه اتصال دستگاه توانبخشی آرنج به دست کاربر..... ۱۰۹

شکل (۵-۱۵) بخشهای اصلی تشکیل دهنده مدار کنترل دستگاه توانبخشی آرنج..... ۱۱۰

شکل (۵-۱۶) مدار کنترلی واسط برای هدایت حرکت موتور محرک دستگاه توانبخشی آرنج..... ۱۱۲

شکل (۵-۱۷) الف: جانمایی سنسور جابجایی زاویه ایی. ب: نحوه اتصال سنسور جابجایی زاویه ایی به مدار کنترلی..... ۱۱۴

شکل (۵-۱۸) جابجایی زاویه ایی (deg) لینک متصل به ساعد در ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست بالا است و حرکت به سمت پایین انجام می شود)..... ۱۱۵

شکل (۵-۱۹) سرعت زاویه ایی (deg/sec) لینک متصل به ساعد در ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست بالا است و حرکت به سمت پایین انجام می شود)..... ۱۱۵

شکل (۵-۲۰) شتاب زاویه ایی (deg/sec^2) لینک متصل به ساعد در ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست بالا است و حرکت به سمت پایین انجام می شود)..... ۱۱۶

شکل (۵-۲۱) مقایسه دوران دیسک راهنما و دوران بازو در حالت تئوری و عملی..... ۱۱۶

شکل (۵-۲۲) تغییر نیروی کشش در بالانسر فنری به ازاء تغییر طول کابل. محدوده مشخص شده روی محور افقی مربوط به تغییر طول کابل به ازاء دوران دستگاه توانبخشی آرنج در محدوده کاری می باشد..... ۱۱۷

شکل (۵-۲۳) مدار سنسور جریان مصرفی موتور..... ۱۱۸

شکل (۵-۲۴) تغییرات توان برای ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست در بالا قرار دارد و به سمت پایین حرکت می کند)..... ۱۱۹

شکل (۵-۲۵) تغییرات توان مصرفی موتور مربوط به حرکت خم کردن بازوی محرک. ۱۱۹

فهرست جدول‌ها

عنوان	صفحه
جدول (۱-۱) انواع سیگنال های EEG مورد استفاده در سیستم های BCI.....	۱۰
جدول (۱-۳) قیدهای طراحی طبقه بندها.....	۴۹
جدول (۲-۳) بررسی عملکرد طبقه بندها.....	۴۹
جدول (۳-۳) بررسی تاثیر روش های مختلف استخراج ویژگی.....	۵۰
جدول (۴-۳) نتایج حاصل از اعمال ترکیب طبقه بندها.....	۵۱
جدول (۱-۴) تغییرات سختی دست انسان در حالت ایستایی و پارامترهای مربوط به مکانیزم برای شبیه سازی رفتار دست انسان.....	۶۵
جدول (۲-۴) تغییرات سختی دست انسان در حالت حرکت و پارامترهای مربوط به مکانیزم برای شبیه سازی رفتار دست انسان.....	۶۶
جدول (۱-۵) پارامترهای هندسی مربوط به مکانیزم توانبخشی آرنج با مکانیزم محرک کابلی.....	۹۹
جدول (۲-۵) ویژگی اجزاء استفاده شده در ساخت دستگاه توانبخشی آرنج.....	۱۰۸

پیشگفتار

انسان موجودی اجتماعی است که برای تامین خواسته‌های خود، نیاز به تعامل با محیط پیرامون و اطرافیان دارد. ارتباط با پیرامون، از طریق صحبت کردن و حرکت اعضای بدن برای انسان میسر می‌شود. اما تمامی افراد از این توانایی برخوردار نیستند و بیماری‌هایی از قبیل اسکروز آمیوتروفیک جانبی (ALS)، سکته ساقه مغز، فلج مغزی، صدمات نخاعی و آسیب‌های مغزی-نخاعی موجب آسیب دیدگی مسیر عصبی کنترل عضلات بدن می‌شوند. بروز این گونه مشکلات باعث شده افراد زیادی در سرتاسر جهان به علت تصادفات، کهولت سن و یا به طور مادرزادی، قدرت حرکت اعضای بدن و در مواردی حتی قدرت تکلم خود را از دست دهند. در شرایط حاد بیماری، فرد مبتلا ممکن است تمام حرکات ارادی خود را از دست بدهد. حتی در مواردی پلک‌زدن و تنفس که اعمالی غیرارادی هستند نیز امکان‌پذیر نخواهد بود.^۱ در این شرایط بیمار کاملاً هشیار بوده و مغز او به خوبی فعالیت معمول خود را انجام می‌دهد اما فرامین کنترلی حرکت از مغز به عضلات انتقال نمی‌یابد. به عبارت دیگر در این شرایط فرد به صورت کامل از رخداد‌های پیرامون آگاهی دارد اما قادر به نشان دادن عکس‌العمل نسبت به آن‌ها از طریق حرکت دادن اعضای بدن خود نمی‌باشد. علم ایجاد واسط بین مغز و رایانه^۲ که به اختصار BCI گفته می‌شود یک فن‌آوری توسعه یافته برپایه شناسایی و تفسیر فعالیت‌های مغزی می‌باشد که نه تنها برای راحتی بیماران بلکه در بسیاری از کاربردهای روزمره برای افراد سالم نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد.

^۱ Locked – in

^۲ brain-computer interface

فصل اول:

معرفی علم BCI

۱-۱- مقدمه

در راستای کمک به بیماران دارای مشکلات تکلمی و حرکتی، ساخت پروتزهای عصبی-عضلانی و تجهیزات توانبخشی رباتیک با قابلیت کنترل مستقیم با سیگنال‌های مغزی در سال‌های اخیر مورد توجه قرار گرفته است و تحقیقات گسترده‌ایی به منظور ارتقاء نرم-افزاری و سخت‌افزاری این سیستم‌ها انجام شده است [۱]. در بیشتر مواقع تعامل انسان با کامپیوتر و بسیاری از ماشین‌های ساخته بشر به وسیله حرکت‌های عضلات و اندام بدن انجام می‌گیرد. از ضربه زدن به کلیدهای صفحه‌کلید و حرکت ماوس گرفته تا روشن کردن و استفاده از ویدیو پروژکتورها و البته بسیاری از وظایف دیگر، اما این رویه در شرف تغییر است. هرچند هنوز هم در ماشین‌های امروزی صفحه‌کلید و ماوس، دکمه‌ها و اهرم‌ها و غیره اجزایی جدا نشدنی به شمار می‌آیند، اما روند پیشرفت فناوری واسط‌ها، به ویژه واسط‌های بین انسان و کامپیوتر نشان می‌دهد که روزی امواج مغز همان کاری را انجام خواهند داد که امروز لوازم جانبی کامپیوتر انجام می‌دهند. بدین ترتیب در حالتی ایده‌آل شخص باید بتواند بی‌حرکت در جای خود نشسته و با تمرکز بر برخی افکار و تولید امواج مغزی مناسب منظور خود را بیان کند.

در کنار سیستم‌های واسط مغز و کامپیوتر (BCI)، بکارگیری پروتزهای عصبی-عضلانی، جایگزینی برای اندام از کارافتاده به شمار می‌آید و نیاز کاربر برای حرکت اعضای بدن را مرتفع می‌سازد. تفاوت اصلی میان پروتزهای عصبی و تجهیزات مبتنی بر BCI در نحوه کاربرد آنها می‌باشد. در پروتزهای عصبی سیستم عصبی فرد به دستگاه متصل می‌شود تا پالس‌های الکتریکی دریافتی از عصب را به دستگاه منتقل نماید در حالی که در

BCI مغز مستقیماً و بدون دخالت سیستم عصبی برای کنترل دستگاه استفاده می‌شود. در سیستم BCI فعالیت‌های فیزیولوژیک قسمت‌های مختلف مغز براساس سیگنال‌های دریافتی از الکترودها بررسی می‌شود تا از این طریق تصمیم و تمایل فرد شناسایی شود.

۱-۲- معرفی علم BCI

علم BCI براین اصل استوار است که هر خواسته و نیتی که فرد داشته باشد، ایجاد یک الگوی خاص در مغز وی به همراه خواهد داشت، حتی اگر تفکرات فرد منجر به یک حرکت فیزیکی نشده و تنها شامل تصور حرکتی خاص باشد. در حقیقت علم BCI تلاش می‌کند تا ارتباط بین فعالیت‌های مختلف مغزی و خواسته‌ها و تمایلات فرد را شناسایی کند. از طریق این سیستم دستورات لازم برای کنترل تجهیزات خارجی در محیط پیرامون، متناسب با سیگنال‌های دریافتی از مغز کاربر صادر می‌شود. برای این منظور یک فرآیند چند مرحله‌ای پردازش روی سیگنال‌های دریافتی انجام می‌شود تا سیستم قادر به شناسایی و جداسازی سیگنال‌های متفاوت باشد. برای توسعه کاربرد علم BCI، علوم مختلف مشتمل بر الکترونیک، کامپیوتر و مکاترونیک مورد استفاده قرار می‌گیرد تا محدودیت‌های حرکتی افراد معلول جسمی رفع گردیده و این بیماران استقلال خود را در انجام کارهای روزانه بازیابند.

ارتقاء سیستم‌های BCI نیازمند توسعه علوم مرتبط با این سیستم می‌باشد. به منظور افزایش استفاده از فن‌آوری BCI در زندگی روزمره، شناسایی نیازهای بیماران و تلاش برای ایجاد هماهنگی بین سیستم BCI و این نیازها ضروری است. به همین دلیل افزایش دقت عملکرد این سیستم‌ها بسیار اهمیت دارد. از این رو مطالعات بسیاری در زمینه افزایش

کیفیت سیگنال‌های دریافتی از مغز و معرفی روش‌های نوین پردازش و طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی با دقت بالا و زمان پاسخدهی کوتاه انجام گرفته‌است.

از آنجا که BCI یک راه ارتباطی جایگزین میان انسان و کامپیوتر می‌باشد بنابراین می‌توان کاربردهای مختلفی برای آن متصور بود. اما به طور مشخص، اغلب تحقیقات انجام شده در زمینه BCI بر روی کاربردهای پزشکی این سیستم متمرکز شده‌است. تا کنون در کاربردهای مختلفی از سیستم BCI بهره گرفته شده‌است مانند کنترل حرکت ویلچیر، کنترل حرکت دست مصنوعی، کاربردهای مربوط به رفع محدودیت کلام، کنترل خانه هوشمند و کنترل حرکت مکان‌نمای موس در صفحه مانیتور. تمامی این تجهیزات با هدف کمک به افراد بیمار برای انجام امور روزانه طراحی و ساخته شده تا یک زندگی راحت‌تر برای آنها فراهم شود.

۳-۱- روش‌های شناسایی فعالیت‌های مغزی

استفاده از مغز برای انجام کارهای مختلف نیازمند برداشت سیگنال از نواحی مختلف مغز با کیفیت مناسب می‌باشد. امروزه امکان شناسایی فعالیت‌های مغزی مرتبط با حرکات ارادی اندام‌های مختلف بدن فراهم شده و تغییرات ایجاد شده در عملکرد مغز به کمک تکنیک‌های مختلف قابل مشاهده می‌باشد. دریافت فعالیت‌های مغزی یا به صورت الکتریکی یا مغناطیسی و یا بررسی تغییرات فیزیولوژیک مغز انجام می‌گیرد. براساس اینکه برداشت سیگنال از زیر جمجمه و یا روی سطح سر انجام شده باشد، روش برداشت

سیگنال را می‌توان به دو دسته تهاجمی مانند الکتروکارتیکوگرافی^۱ و یا غیرتهاجمی مانند تصویربرداری رزونانس مغناطیسی^۲، تحلیل امواج مغناطیسی مغز^۳، طیف‌نگاری پرتوهای پوزیترون^۴ و الکتروانسفالوگرافی (EEG)^۵ تقسیم کرد [۲]. هریک از این روش‌ها مزیت‌ها و محدودیت‌هایی مخصوص به خود از نظر کیفیت سیگنال، هزینه تجهیزات، سهولت در استفاده و میزان خطر آسیب به کاربر را دارند. برای هر سیستم BCI بر اساس نوع کاربرد و هدف طراحی سیستم یک روش خاص برای برداشت سیگنال استفاده می‌گردد. در ادامه روش الکتروانسفالوگرافی توضیح داده خواهد شد. همچنین در پیوست (الف) توضیحاتی در خصوص سایر روش‌های برداشت سیگنال‌های مغزی بیان شده.

۱-۳-۱ الکتروانسفالوگرافی (EEG)

الکتروانسفالوگرافی پرکاربردترین روش دریافت سیگنال‌های مغزی در سیستم‌های BCI می‌باشد. در این روش فعالیت‌های الکتریکی مغز از طریق الکترودهای جاسازی شده روی سطح سر کاربر اندازه‌گیری می‌شود. الکترودها به منظور دریافت ولتاژ در مکان‌های خاصی از مغز قرار می‌گیرند. فعالیت‌های الکتریکی مغز به کمک تعدادی الکتروود از جنس نقره و یا کلرید نقره اندازه‌گیری می‌شود. همچنین یک کلاه لاستیکی برای نگهداشتن الکترودها روی سر استفاده می‌شود، شکل (۱-۱). فعالیت‌های مغزی دریافتی از این روش عمدتاً مربوط به نورون‌های تشکیل‌دهنده غشاء خارجی مغز می‌باشد چرا که نزدیکترین لایه به

¹Electro corticography

²functional magnetic resonance imaging

³Magneto encephalography

⁴positron emission tomography

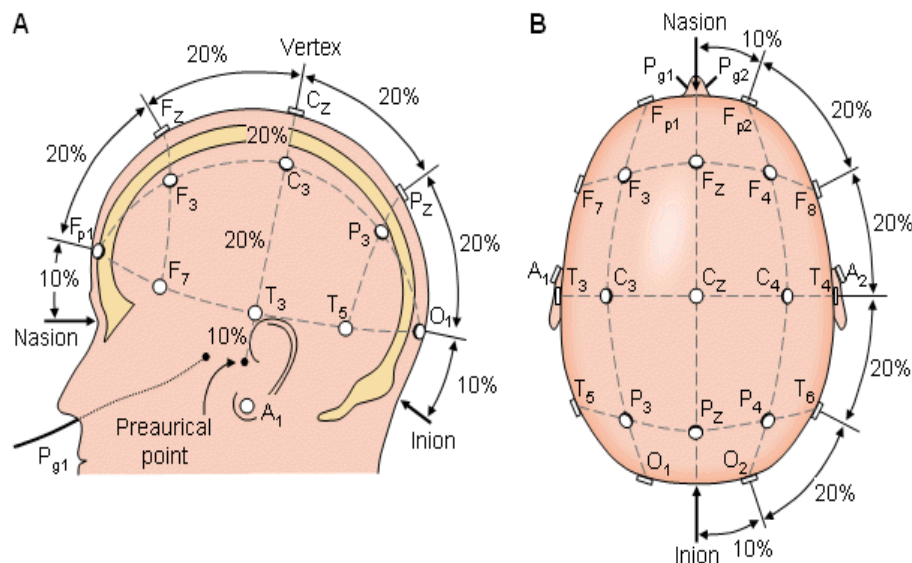
⁵Electro encephalography

جمع‌همه است. فعالیت‌های لایه‌های داخلی مغز قابل دریافت از سطح جمع‌همه نبوده و تنها بخش کوچکی از سیگنال‌های دریافتی را تشکیل می‌دهند.



شکل (۱-۱) وسایل مورد استفاده در سیستم EEG. تجهیزات برداشت سیگنال شامل تعدادی الکتروود، یک تقویت کننده سیگنال و دستگاه ثبت و نمایش داده ها می باشد.

برای مقایسه نتایج ثبت سیگنال مغزی و امکان تعمیم نتایج، در سال ۱۹۴۹ یک شیوه الکتروودگذاری به عنوان استاندارد بین‌المللی شناخته شد. این چیدمان جهانی الکتروودها که به عنوان استاندارد ۱۰-۲۰ شناخته شد، امکان پوشاندن تقریباً تمام نواحی سر را توسط الکتروودها فراهم می‌کند. الکتروودها در نواحی تلاقی سطوح استخوان جمع‌همه قرار می‌گیرند و سایر الکتروودهای میانی بر اساس ۱۰ و ۲۰ درصد کل فاصله چیده خواهند شد. شکل (۲-۱) نواحی مختلف قرارگیری الکتروودها را نشان می‌دهد. نام هر منطقه بر اساس لوبی که در آن قرار گرفته‌است و قرار داشتن در نیم‌کره راست یا چپ مشخص می‌شود، به این صورت که در نیم‌کره چپ با اعداد فرد و در نیم‌کره راست با اعداد زوج نشان داده می‌شود.



شکل (۱-۲) نحوه جانمایی الکترودها روی سر در آرایش ۱۰-۲۰ [۲].

الکترودهایی که بر روی پوست سر قرار می‌گیرند با بافت مغز فاصله دارند و پوشش‌های مغز از جمله، سابکوتانیوس و پوست، آن دو را از هم جدا می‌کنند. در نتیجه سیگنال به‌طور قابل ملاحظه‌ای افت کرده و تنها فعالیت همزمان تعداد زیادی از عناصر عصبی قابل تشخیص خواهد بود و این امر دقت بررسی فعالیت‌های مغز را محدود می‌کند. علاوه بر این در مرحله برداشت سیگنال و تقویت، این سیگنال‌ها به راحتی تحت تاثیر عوامل خارجی مانند اغتشاش ۵۰-۶۰ هرتز ناشی از برق شهر یا جابجایی الکترودها روی سطح سر و یا حتی عوامل داخلی مانند ضربان قلب، حرکت اعضای بدن یا پلک زدن و حرکت چشم دچار اغتشاش شدید شده تا حدی که شناسایی سیگنال اصلی بسیار سخت می‌شود. یک سیستم EEG کارآمد باید قادر به تقویت سیگنال‌های مغزی و حذف اثر اغتشاشات تاثیرگذار بر آنها باشد. به منظور کاهش میزان اغتشاش سیگنال‌های EEG (در برخی مدل‌ها) ابتدا سطح تماس الکترودها با یک ماده رسانا آغشته شده تا از برقراری ارتباط میان الکترودها و سطح سر اطمینان حاصل شود و امپدانس سطح تماس به حداقل

ممکن کاهش یابد. پس از برداشت سیگنال داده‌های خام به صورت آنالوگ به یک سیستم تقویت و فیلترینگ فرستاده می‌شوند تا اغتشاش حاصل از برق شهر و فرکانس‌های خارج از طیف فرکانسی مورد نظر حذف گردد. سپس سیگنال‌ها به صورت دیجیتال درآمده تا در مرحله پردازش سیگنال سایر اصلاحات لازم روی آن صورت گیرد و هرگونه اطلاعات ناخواسته و اضافی که مانع از تفکیک دقیق سیگنال‌ها خواهد شد حذف گردد. با وجود این که دقت مکانی EEG پایین است ولی دقت زمانی آن بالاست و کمتر از چند میلی‌ثانیه می‌باشد. غیرتهاجمی بودن این روش و عدم نیاز به جراحی برای کارگذاری الکترودها و همچنین قابل حمل و کم هزینه بودن تجهیزات مورد استفاده در این روش موجب افزایش کاربرد آن در سیستم‌های BCI شده است.

۴-۱- انواع سیگنال‌های EEG دریافتی از مغز

از آنجا که در بیشتر سیستم‌های BCI از روش EEG برای شناسایی فعالیت‌های مغزی استفاده می‌شود، در این بخش به معرفی طیف‌های فرکانسی سیگنال‌های EEG و انواع امواج دریافتی در این روش می‌پردازیم.

۴-۱-۱ تغییرات نوسانی سیگنال‌های الکتریکی مغزی

امواج الکتریکی در نواحی مختلف مغز به پنج طیف مختلف تقسیم شده است. نوسانات سیگنال‌های EEG بسته به سطح هوشیاری فرد (در حالت بیداری یا خواب بودن) در یکی از این دسته‌ها قرار می‌گیرد. در پیوست (ب) اطلاعات مربوط به طیف‌های فرکانسی مغز در یک جدول بیان شده است. متناسب با فعالیت ذهنی فرد، تغییر در دامنه نوسانات سیگنال‌های مغزی در برخی قسمت‌های خاص از مغز مشاهده می‌شود.

۱-۴-۲ - انواع تغییرات در امواج الکتریکی مغز (EEG)

مغز متشکل از میلیون‌ها سلولی است که هر کدام عمل متفاوتی را انجام می‌دهند. از این‌رو در هر لحظه و در هر جای مغز ترکیب مختلفی از انواع فرکانس‌ها را می‌توان داشت. بسته به سطح هوشیاری، امواج مغزی افراد، فعالیت ریتمیک متفاوتی از خود نشان می‌دهد. برای مثال، مراحل مختلف خواب را می‌توان در EEG مشاهده کرد. همچنین به هنگام بیداری نیز امواج ریتمیک متفاوتی به‌وجود می‌آید. این ریتم‌ها با افکار و اعمال مختلف تحت تأثیر قرار می‌گیرند. این واقعیت که افکار محض می‌توانند روی ریتم‌های مغزی اثر بگذارند، به عنوان اساس سیستم‌های رابط مغز و رایانه به‌کار می‌رود.

بر این اساس تغییرات ایجاد شده در سیگنال‌های EEG را می‌توان بر اساس عامل ایجاد کننده و نوع تغییرات به گروه‌های، سیگنال‌های حسی و حرکتی (مانند نوسانات امواج μ و β و تغییرات ایجاد شده در پتانسیل مغزی^۱)، سیگنال‌های ناشی از تحریک بینایی و پتانسیل‌های خفیف دریافتی از کورتکس تقسیم کرد [۳]. نحوه ایجاد این تغییرات متناسب با تصورات و تحریک‌های خارجی مختلف، متفاوت است. با شناسایی این تفاوت‌ها می‌توان امکان ارتباط با محیط اطراف را برای افراد دارای مشکلات ارتباطی فراهم کرد. توضیحات لازم در خصوص انواع سیگنال‌های EEG در جدول (۱-۱) ارائه شده است.

^۱Event related potential (ERP)

جدول (۱-۱) انواع سیگنال های EEG مورد استفاده در سیستم های BCI

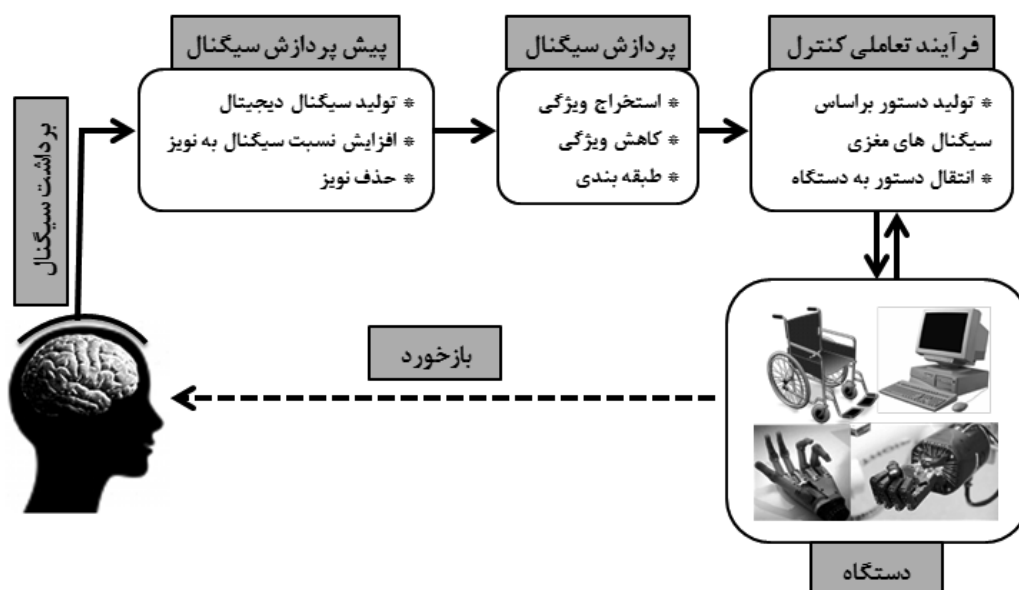
تغییرات فرکانس سیگنال های مغزی که در یک باند فرکانسی مشخص رخ می دهد و در قسمت تصورات حرکتی از غشاء مغز قابل استحصال هستند. این تغییرات متناسب با تصورات حرکتی فرد ایجاد می شوند. این تغییرات به صورت هم فاز با فرکانس سیگنال های مغزی (ERS) و یا به صورت غیر هم فاز (ERD) نمود دارد.	پتانسیل های تحریک سیگنال- های مغزی (ERP)، دارای دو دسته همگام و غیرهمگام با سیگنال های مغزی (ERS/ERD)	سیگنال های حسی و حرکتی
در قسمت کنترل حرکت مغز قابل دریافت می باشد و در طیف فرکانسی μ (۸ تا ۱۳ هرتز) و β (۱۳ تا ۳۰ هرتز) قرار دارد که دامنه آن با حرکت اندام و یا تصور حرکت اندام توسط شخص تغییر می کند.	نوسانات امواج μ و β	
یک پیک مثبت که ۳۰۰ میلی ثانیه بعد از تحریک سمعی یا بصری یا لامسه ای در سیگنال دریافتی از غشاء مجمله فرد ایجاد می شود.	P300	
تغییرات ایجاد شده در پتانسیل سیگنال های مغزی که در قسمت مربوط به سیگنال های بصری در ناحیه پس سری غشاء مغز تحت تأثیر تحریک های سریع و کوتاه بینایی ایجاد می شوند.	Visual evoked potential (VEP)	سیگنال های تحریک بینایی
بر اثر تحریک بینایی در یک فرکانس خاص مغز عکس العمل نشان داده و فعالیت های مغزی در فرکانسی مشابه فرکانس تحریک افزایش می یابد.	Steady state VEP (SSVEP)	
تغییرات در ولتاژ دریافتی از غشاء مغز که از ۳۰۰ میلی ثانیه تا چند ثانیه پس از تصور فعالیتی خاص در سیگنال های دریافتی از غشاء مغزی مشاهده می شود.		پتانسیل خفیف دریافتی از کورتکس. (SCP)

در پیوست (ج) نمونه ایی از تغییرات P300 و SSVEP و ERS/ERD نشان داده شده است.

۱-۵- مراحل فرآیند BCI

یک چرخه BCI را توسط بلوک های شکل (۱-۳) می توان نمایش داد. به منظور دریافت سیگنال های EEG ابتدا به کمک تعدادی الکتروود که در یک آرایش خاص روی سر کاربر

قرار می‌گیرد فعالیت‌های الکتریکی مغز ثبت شده و به صورت دیجیتال یا گسسته در کامپیوتر ذخیره می‌گردد [۴]. پس از استخراج سیگنال‌های مغزی فرآیند پیش‌پردازش روی داده انجام می‌شود تا نسبت سیگنال به نویز افزایش یابد و اثرات سیگنال‌های مغزی ناشی از فعالیت سایر اعضای بدن مانند چشم و قلب و اغتشاشات خارجی از سیگنال حذف شود. سپس در قسمت پردازش، برای هر سیگنال ورودی یک بردار ویژگی براساس ویژگی‌های فرکانسی و زمانی سیگنال استخراج می‌شود و در نهایت در مرحله طبقه‌بندی، سیستم قادر به جداسازی سیگنال‌های مختلف براساس بردار ویژگی مربوط به هر یک خواهد بود. پس از مشخص شدن نوع هر یک از سیگنال‌های مغزی، دستور متناسب با آن توسط سیستم کنترلی واسط برای دستگاه مورد نظر ارسال می‌شود [۵].



شکل (۳-۱) مراحل تشکیل دهنده چرخه BCI

بهبود عملکرد سیستم‌های BCI به طور قابل ملاحظه‌ای متاثر از نحوه عملکرد تجهیزات برداشت سیگنال می‌باشد. به عبارت دیگر برداشت سیگنال‌های مغزی با کیفیت بالا از نیازهای اساسی و اولیه برای دست یافتن به یک سیستم BCI کارآمد می‌باشد. در

گام بعد انجام فرایند پردازش سیگنال و طبقه‌بندی داده‌های برداشت شده از مغز با دقت بالا مورد نیاز است تا در نهایت با تفسیر سیگنال‌های مغزی، فرمان کنترلی متناسب با آنها تولید شده و از طریق یک واسط ارتباطی به دستگاه خارجی مورد نظر ارسال گردد. به طور کلی بخش‌های اصلی فرایند پردازش سیگنال EEG که در این پایان‌نامه مورد بررسی قرار گرفته است شامل مراحل استخراج ویژگی، انتخاب ویژگی و طبقه‌بندی سیگنال می‌باشد که در ادامه در مورد هریک توضیح داده خواهد شد.

۱-۵-۱ استخراج ویژگی

طی فرایند استخراج ویژگی، ویژگی‌هایی که در تعیین کلاس تاثیرگذار بوده و دارای اطلاعات ارزشمندی برای تفکیک سیگنال‌ها هستند از سیگنال ورودی استخراج می‌گردد. به عبارت دیگر هر سیگنال به تعداد ویژگی به شکل یک بردار نگاشته می‌شود. برای دستیابی به ویژگی‌های مناسب، نوسانات سیگنال‌های مغزی از نظر پارامترهای مکانی، زمانی و فرکانسی مورد بررسی قرار می‌گیرند. متناسب با کاربردهای مختلف، ویژگی‌های متفاوتی در تفکیک سیگنال‌های مغزی تاثیرگذار هستند به عنوان مثال در زمینه سیگنال‌های P300 موقعیت زمانی و نوع تغییرات ایجاد شده در طیف فرکانسی سیگنال‌های مغزی در تفکیک آنها نقش موثری دارند. در مورد سیگنال‌های ناشی از تصورات ذهنی علاوه بر موارد فوق، تعیین محل مناسب برای اندازه‌گیری این سیگنال‌ها از سطح سر (موقعیت مکانی الکترودها) اهمیت دارد. از آنجا که حوزه پژوهشی این پایان‌نامه در زمینه پردازش سیگنال‌های تصور حرکتی متمرکز شده است در ادامه در خصوص ساز و کار فعالیت‌های مغزی مرتبط با تصور حرکتی توضیحاتی ارائه می‌گردد.

در حالت طبیعی انسان، فعالیت‌های مغزی به صورت سیگنال‌هایی با فرکانس ثابت قابل رویت است. با بررسی سیگنال‌های دریافتی از ناحیه مربوط به تصورات حرکتی مغز می‌توان دریافت که فرمان‌های حرکتی بدن چطور توسط ذهن تولید و کنترل می‌شوند. مشاهده شده زمانی که فرد یکی از اعضای بدن خود را حرکت می‌دهد نوسانات امواج میو و بتا دریافتی از نواحی مربوط به تصور حرکتی مغز دستخوش تغییر در دامنه و فرکانس می‌شوند [۶]. همچنین اثبات شده در صورتی که فرد تنها تصور حرکت اعضای بدن خود را انجام دهد نیز همان تغییرات در سیگنال‌های مغزی مشاهده خواهد شد [۷]. بر این اساس تصورات حرکتی افراد با بررسی تغییرات ایجاد شده در سیگنال‌های مغزی قابل پیش‌بینی می‌باشد بدون آنکه نیاز به انجام آن حرکت توسط فرد باشد.

تصورات حرکتی بر اساس نوع ایجاد تصور به دو دسته تقسیم می‌شوند. اگر کاربر هر زمان که تمایل داشت تصور خاصی را انجام دهد نوع تصور خود آگاهانه^۱ خواهد بود. در صورتی که انجام یک تصور خاص با استفاده از یک تحریک خارجی به کاربر اعلام شود و بر اساس نوع تحریک، تصور یک حرکت مشخص از کاربر خواسته شود این نوع از تصور با عنوان تصورات حرکتی مبتنی بر نشانه^۲ شناخته می‌شوند.

سیگنال‌های مربوط به تصور حرکتی بخشی از فعالیت‌های نوسانی مغز هستند. از میان ۵ طیف فرکانسی امواج مغزی، امواج طیف آلفا و بتا و ریتم میو بیشترین تاثیرپذیری را از تصورات حرکتی دارند بنابراین اطلاعات مفیدی در زمینه نوع تصور انجام گرفته می‌توان از

^۱ self-paced or internally-paced

^۲ cue-based

این سیگنال‌ها دریافت کرد. از همین رو به عنوان طیف فرکانسی وابسته به حرکت^۱ از آنها یاد می‌شود. فعالیت‌های حرکتی مغز از سه دیدگاه قابل بررسی است که عبارتند از، موقعیت مکانی تشکیل سیگنال، پارامترهای زمانی و پارامترهای طیفی (فرکانسی) سیگنال. در پیوست (د) در مورد ویژگی‌های سیگنال مغزی توضیح داده شده است.

۱-۵-۲ - کاهش ویژگی

به منظور کاهش حجم محاسبات و افزایش دقت عملکرد سیستم در طبقه‌بندی سیگنال-های مغزی، انتخاب بهترین ویژگی‌ها از میان پارامترهای بردار ویژگی اهمیت دارد. به عبارت دیگر با این کار اطلاعات غیرضروری حذف می‌گردد ضمن آنکه اطلاعات تفکیک-کننده سیگنال‌ها حفظ می‌شود. استفاده از روش‌های کاهش ویژگی بخصوص زمانی اهمیت پیدا می‌کند که ابعاد فضای ویژگی بزرگ باشد، با انجام فرایند کاهش ویژگی پیچیدگی محاسبات در مرحله طبقه‌بندی کاهش می‌یابد. بر اساس مطالعات انجام شده، با کاهش ابعاد فضای ویژگی کارایی و دقت سیستم طبقه‌بندی نسبت به حالت استفاده از تمامی ویژگی‌ها افزایش می‌یابد [۸].

۱-۵-۳ - طبقه‌بندی

بردارهای ویژگی حاصل از مرحله استخراج ویژگی وارد یک طبقه‌بند شده تا بر اساس تفاوت میان آنها از هم تفکیک شده و کلاس یا گروه هریک مشخص شود. ابتدا طی یک فرآیند آموزش تعدادی از سیگنال‌ها که گروه آنها مشخص است به طبقه‌بند داده می‌شود

¹ sensorimotor rhythms

تا با آموزش الگوریتم طبقه‌بندی سیستم قادر به جداسازی ورودی‌های مربوط به کلاس‌های مختلف باشد، سپس می‌توان از آن برای طبقه‌بندی داده‌های جدید استفاده نمود. الگوریتم طبقه‌بندی می‌تواند بسته به میزان پیچیدگی مسئله خطی یا غیرخطی باشد. در مورد مسائل مربوط به طبقه‌بندی سیگنال‌های تصور حرکتی روش‌های خطی موفق‌تر از روش‌های غیرخطی عمل می‌کنند [۹].

برای داشتن یک ارتباط بدون وقفه بین مغز و دستگاه باید عملیات پردازش با بیشترین دقت در کمترین زمان ممکن انجام شود [۱۰]. بشاشتی طی یک مقاله به صورت جامع و کامل مروری بر انواع روش‌های پردازش سیگنال در زمینه BCI داشته و به معرفی محققین فعال در هر بخش پرداخته است [۱۱].

۱-۶- نتیجه‌گیری

گام کلیدی به منظور تبدیل BCI از رویا به واقعیت یافتن راهکارهای ارتباطی بین انسان و ماشین با قابلیت پردازش سیگنال‌های مغزی با سرعت بالا و استفاده از این روش‌ها در کاربردهای دنیای واقعی می‌باشد. کیفیت عملکرد سیستم‌های BCI مختلف متأثر از عوامل محیطی و شرایط جسمی و روحی فرد است و همواره تلاش شده تا تأثیر منفی این متغیرها کاهش یابد. در این راستا می‌توان از برخی نشانه‌های حرکتی بدن مانند رهگیری حرکت چشم‌ها استفاده کرد تا عملکرد سیستم را بیش از پیش به عملکرد طبیعی انسان نزدیک نمود.

فصل دوم:

تاریخچه و مرور مقالات

۲-۱- مقدمه

در این فصل به صورت مختصر مجموعه روش‌هایی که در زمینه پردازش سیگنال‌های مغزی تاکنون کاربرد داشته معرفی شده، ضمن آنکه مروری بر کاربردهای سیستم‌های BCI در عرصه پزشکی انجام شده که نتایج آن بیان شده است. در زمینه تاریخچه علم BCI و فعالیت‌های مرتبط با این علم نیز در مرجع [۱۲] توضیح داده شده است.

۲-۲- مروری بر روش‌های پردازش سیگنال

هدف اصلی در یک سیستم BCI شناسایی و تفسیر الگوهای فعالیت‌های مغزی و تبدیل آنها به فرمان برای یک دستگاه می‌باشد. برای این منظور تاکنون روش‌های مختلف پردازش سیگنال و طبقه‌بندی در سیستم‌های BCI مورد استفاده قرار گرفته است.

۲-۲-۱- استخراج ویژگی

ویژگی‌های فرکانسی و زمانی کاربرد گسترده‌ای در سیستم‌های BCI دارند. روش‌های استخراج ویژگی فرکانسی به علت سادگی و پاسخدهی سریع در سیستم‌های BCI مبتنی بر سیگنال‌های تصور حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرند [۱۳]. روش‌های استخراج ویژگی که اطلاعات زمانی و فرکانسی سیگنال را ترکیب می‌کنند نیز بسیار پرکاربرد هستند. مانند روش موجک [۱۴] و تبدیل فوریه زمان کوتاه [۱۵]. در کنار روش‌های زمان-فرکانسی، روش‌های پارامتری مانند AR^1 و یا AAR^2 نیز در BCI استفاده می‌شود [۱۶].

¹ Autoregressive

² Adaptive Autoregressive

۲-۲-۲- انتخاب ویژگی

روش‌های PCA و CSP در زمینه انتخاب ویژگی کاربرد دارند. در این روش‌ها با اعمال یک تبدیل خطی، ویژگی‌های داده‌های ورودی براساس بیشترین میزان واریانس رتبه‌بندی می‌شوند [۱۷]. روش DSLVQ^۱ از جمله راهکارهای انتخاب ویژگی براساس طبقه‌بندی می‌باشد که برای اولین بار در سال ۱۹۹۴ توسط فلوزینگر و همکاران در مطالعات BCI مورد استفاده قرار گرفته است [۱۸]. ژنتیک الگوریتم از دیگر روش‌های مورد توجه در BCI به منظور کاهش ویژگی است که با افزایش راندمان طبقه‌بندی را به ارمغان می‌آورد.

۲-۲-۳- طبقه‌بندی

در مورد طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی روش‌های خطی بیشتر از روش‌های غیرخطی در BCI مورد استفاده قرار می‌گیرد زیرا روش‌های غیرخطی پیچیدگی‌های محاسباتی بیشتری دارد. با این وجود زمانی که داده‌های بسیار بزرگ یا کوچک داشته باشیم روش‌های طبقه‌بندی با ساختارهای پیچیده عملکرد بهتری از خود نشان می‌دهند. در این موارد روش‌های مبتنی بر توابع کرنل و یا شبکه عصبی مصنوعی نتایج بهتری خواهند داشت [۱۹]. طبقه‌بندی به کمک بردارهای پشتیبان SVM یک روش طبقه‌بندی بر اساس توابع کرنل می‌باشد که هم در مسائل خطی و هم مسائل غیرخطی کاربرد دارد [۲۰]. ایده اصلی روش SVM یافتن یک ابرصفحه بین داده‌های دو کلاس در فضای ویژگی است به طوری که حداکثر فاصله از داده‌های این دو کلاس را داشته باشد. در این شرایط صفحه جداکننده دو

^۱ DistinctionSensitive Learning Vector Quantization

کلاس بیشترین قابلیت تعمیم برای ورودی‌های جدید را خواهد داشت [۲۱]. این روش توسط مولر و همکاران در کاربردهای BCI مورد استفاده قرار گرفت [۲۲]. از دیگر طبقه‌بندهای مبتنی بر توابع کرنل که در زمینه BCI مورد استفاده قرار می‌گیرد روش LDA است. روش LDA به دنبال تصویر کردن داده‌های ورودی در فضای ویژگی در جهتی می‌باشد که بیشترین فاصله بین داده‌های دو کلاس و کمترین فاصله بین داده‌های مربوط به یک کلاس وجود داشته‌باشد. اسکالگل و همکاران از روش LDA برای طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی استفاده نموده‌اند [۲۳].

شبکه‌های عصبی مصنوعی نیز به طور گسترده در زمینه BCI مورد استفاده قرار می‌گیرند. این شبکه از مجموعه‌ای از نورون‌های مصنوعی تشکیل شده که در نهایت یک ساختار تصمیم‌گیری غیرخطی را ایجاد می‌کند [۲۴]. شبکه عصبی چند لایه MLP از جمله پرکاربردترین نوع شبکه عصبی در زمینه BCI است که با تنظیم تعداد نورون‌های لایه‌های مختلف این شبکه می‌توان از آن در مسائل تصمیم‌گیری مختلف استفاده نمود. روش LVQ یکی دیگر از انواع شبکه عصبی است که براساس گروه بندی داده‌ها به چند زیرگروه عمل می‌کند. کالچر برای اولین بار از این روش در BCI استفاده نمود و از آن به بعد مورد استقبال پژوهشگران قرار گرفت تا آنجا که مدل‌های تعمیم یافته این روش مانند DSLVQ و k-Means نیز ابداع گردید [۲۵].

۳-۲- مروری بر کاربردهای علم BCI

گستره کاربرد سیستم BCI وسیع بوده و شامل مواردی چون بازی‌های رایانه‌ای و کاربردهای نظامی می‌باشد اما هدف اولیه این فن‌آوری کمک به بیماران ناتوان حرکتی

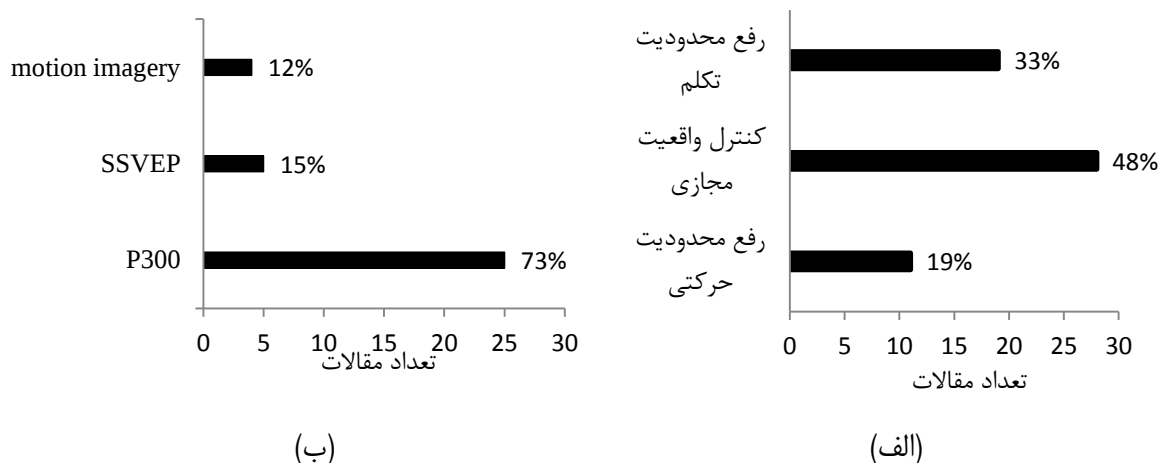
است تا یک راه ارتباط با محیط خارج برای آنها ایجاد نماید. در ادامه مروری بر کاربردهای سیستم‌های BCI و تحقیقات انجام شده در این زمینه صورت گرفته است.

از میان مطالعات انجام شده طی دو دهه اخیر در مورد کاربرد سیستم‌های BCI در زمینه علوم توانبخشی، ۱۲۰ منبع معتبر مورد بررسی قرار گرفته که شامل مقالات مندرج در کنفرانس‌ها و مجلات مرتبط با موضوع است که از مراجع مختلف شامل IEEE، science direct و سایت‌های معتبر و فعال در عرصه BCI جمع‌آوری شده است.

این مقالات در چهارچوب قواعد زیر انتخاب شده‌اند:

- به‌منظور جستجو، کلمات کلیدی نظیر BCI، EEG و rehabilitation استفاده شده است.
- از میان تمامی مقالات ارائه شده مرتبط با سیگنال‌های مغزی تنها مواردی مورد مطالعه قرار گرفته که جنبه عملیاتی داشته و چرخه کامل BCI در یک آزمایش مورد بررسی قرار گرفته است.
- از میان تمامی روش‌های بازشناسی فعالیت‌های مغزی تنها مقالات مرتبط با سیگنال‌های EEG مورد بررسی قرار گرفته است.
- مقالات ارائه شده تا پایان سال ۲۰۱۲ بررسی شده‌اند.

از میان مقالات مطالعه شده، مواردی انتخاب گردید که به موضوع بحث نزدیکتر باشد ضمن آنکه گستره مطالعات انجام شده در این زمینه را به خوبی نمایان سازد. در شکل (۱-۲) توزیع مقالات بررسی شده از دو دیدگاه نوع کاربرد و منشاء سیگنال استفاده شده نشان داده شده است. بر اساس نتایج حاصل بیشتر تحقیقات در زمینه کنترل واقعیت مجازی صورت گرفته و پرکاربردترین نوع سیگنال، P300 می‌باشد.



شکل (۱-۲) الف: تعداد درصد توزیع مقالات مطالعه شده بر حسب نوع کاربرد. ب: تعداد و درصد توزیع مقالات مطالعه شده براساس نوع سیگنال مورد استفاده

۴-۲- جمع بندی

در کاربردهای توانبخشی سیستم‌های BCI، تمایل به استفاده از روش‌های غیرتهاجمی برداشت سیگنال از مغز مانند EEG بیشتر است اما در شرایطی که بکارگیری این روش‌ها برای رفع مشکلات ارتباطی بیماران نیازمند پاسخ‌دهی بلادرنگ سیستم کنترلی مورد استفاده است، مشکل عمده سیستم‌های BCI زمان مورد نیاز برای پردازش سیگنال است. در کاربردهای حرکتی در شرایطی که دقت عملکرد روش‌های برخط حداکثر تا حدود ۹۰ درصد افزایش یافته، اما همچنان دقت روش‌های آفلاین بیشتر می‌باشد ضمن آنکه حداکثر نرخ انتقال داده مورد استفاده (۲۵ bit/min) می‌باشد که امکان ایجاد یک ارتباط بلادرنگ را محدود می‌کند. در کاربردهای کلامی اگرچه هنوز امکان مکالمه سریع به کمک BCI فراهم نشده و سرعت انتخاب حروف در روش‌های مختلف در حدود ۴ تا ۶ حرف در دقیقه است ولی امکانات موجود برای بیماران مبتلا به اسکروزیس آمیوتروفیک جانبی کمک بسیار مهمی محسوب می‌شود و به آنها در داشتن یک زندگی مستقل کمک می‌کند.

فصل سوم:

پردازش سیگنال های EEG

۳-۱- مقدمه

در این فصل مبانی روش‌های مورد استفاده در این پایان‌نامه برای پردازش سیگنال‌های مغزی معرفی شده و راهکار ترکیب طبقه‌بندها که به عنوان نوآوری برای بهبود دقت طبقه‌بندی مطرح گردیده، توضیح داده شده است. در پایان نتایج شبیه‌سازی حاصل از اعمال روش‌های پردازش سیگنال مذکور، آورده شده است.

به‌منظور بررسی هرچه دقیق‌تر سیگنال‌های تصور ضروریست تا ویژگی‌های تاثیرگذار در تفکیک سیگنال‌ها را جدا نماییم و تنها از آنها در مرحله طبقه‌بندی استفاده نماییم [۲۶]، برای این منظور روش DSLVQ در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است. یک روش ساده جستجوی فرکانسی نیز به کار گرفته شده تا موثر بودن ویژگی‌های تعیین شده توسط روش DSLVQ در تفکیک سیگنال‌های ورودی را بررسی نماید. در مرحله استخراج ویژگی به کمک روش بسته موجک^۱ ویژگی‌های مربوط به فرکانس‌های اثرگذار استخراج شده است. پس از استخراج و انتخاب ویژگی، بردارهای ویژگی حاصل به کمک چند روش طبقه‌بندی گردید. روش‌های طبقه‌بندی مورد استفاده در این پژوهش عبارتند از شبکه عصبی پرسپترون چند لایه^۲ (MLP)، طبقه‌بندی برپایه بردارهای پشتیبان^۳ (SVM)، بیزین، پارزن و k نزدیکترین همسایگی^۴ (k-NN). پس از اعمال طبقه‌بندهای مختلف، برای افزایش دقت و بهبود نتایج طبقه‌بندی به عنوان یک راهکار ابتکاری از ترکیب اطلاعات بر

^۱ wavelet packet

^۲ Multi layer perceptron

^۳ Support vector machines

^۴ K- nearest neighbour

روی نتایج طبقه‌بندها استفاده شده است. از میان راهکارهای ترکیب طبقه‌بندها روش‌های مبتنی بر انتگرال‌های فازی (روش سوگنو و چکوئت) و روش OWA^۱ استفاده شده است و در نهایت عملکرد سیستم از نظر میزان دقت و زمان پاسخ‌دهی مورد بررسی قرار گرفته که از جمله پارامترهای تعیین‌کننده در سیستم‌های BCI می‌باشند. در بخش‌های پیش‌رو به تفصیل در مورد هریک از مراحل فوق توضیحاتی ارائه شده است.

۳-۲- استخراج ویژگی

تحلیل زمان فرکانسی، ویژگی‌های مربوط به تغییر انرژی سیگنال در زمان‌های مختلف را آشکار می‌سازد. روش‌های مختلفی برای انجام تحلیل زمان-فرکانسی سیگنال وجود دارد یکی از این روش‌ها تحلیل فوریه زمان کوتاه^۲ (STFT) است. این روش به علت سادگی محاسبات در زمینه تحلیل سیگنال‌های متغیر با زمان استفاده می‌شود. یکی دیگر از روش‌های تحلیل زمان-فرکانسی سیگنال، تبدیل موجک است که در زمینه BCI کاربرد گسترده‌ای دارد.

۳-۲-۱- تبدیل فوریه زمان کوتاه (STFT)

تبدیل فوریه زمان کوتاه نگاشتی است از سیگنال اصلی در فضای زمان به فضای فرکانس. این تبدیل با تجزیه یک سیگنال به فرکانس‌های تشکیل دهنده آن، تاثیر فرکانس‌های مختلف را در تشکیل سیگنال نهایی نشان می‌دهد [۲۷].

^۱ Ordered weighted averaging

^۲ Short time furrier transform

۳-۲-۱-۱- تبدیل فوریه زمان کوتاه پیوسته

در مورد سیگنال‌های پیوسته روش پیاده‌سازی تبدیل فوریه زمان کوتاه بدین ترتیب می‌باشد که سیگنال با اعمال یک پنجره با طول ثابت به بخش‌های مختلف تقسیم می‌شود و تبدیل فوریه در هر پنجره به سیگنال اعمال می‌گردد. همزمان با حرکت این پنجره در طول سیگنال تبدیل فوریه به بازه‌ای ثابت از سیگنال اعمال خواهد شد [۲۷]. رابطه ریاضی تبدیل فوریه زمان کوتاه به صورت زیر است.

$$STFT\{x(t)\} \equiv X(\tau, w) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)w(t-\tau)e^{-jw\tau}d\tau \quad (1-3)$$

که در آن $w(t)$ نشان‌دهنده پنجره جدا شده از سیگنال به مرکز صفر است و $x(t)$ سیگنال مورد نظر برای تبدیل می‌باشد. $X(\tau, w)$ تبدیل فوریه پنجره جدا شده از سیگنال است. $x(t)w(t-\tau)$ نشان‌دهنده دامنه و فاز سیگنال در حیطه زمان و فرکانس است [۲۸].

۳-۲-۱-۲- تبدیل فوریه زمان کوتاه گسسته

در مورد تحلیل سیگنال‌های گسسته، هر سیگنال به چند بخش (پنجره) که دارای همپوشانی با یکدیگر نیز هستند تقسیم می‌شود و تبدیل فوریه به هر یک از این پنجره‌ها اعمال می‌گردد. نتیجه به صورت یک ماتریس خواهد بود که دامنه و فاز هر نقطه از سیگنال را در حوزه زمان و فرکانس بیان می‌کند [۲۷]. رابطه حاکم بر تبدیل فوریه زمان کوتاه گسسته به صورت زیر است.

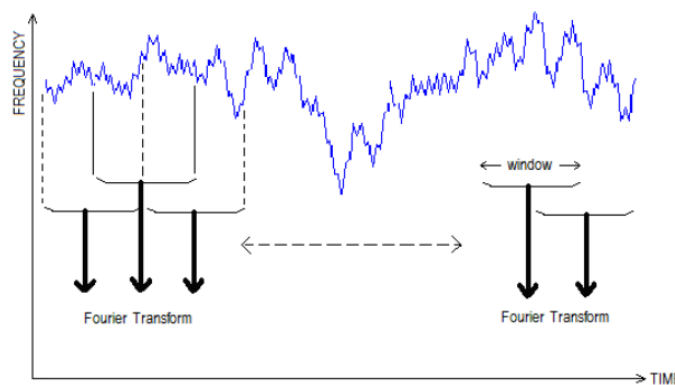
$$STFT\{x[n]\} \equiv X(m, w) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]w[n-m]e^{-jwn} \quad (2-3)$$

که در آن $x[n]$ سیگنال اصلی $[n]$ و پنجره اعمال شده به سیگنال می‌باشد. در این رابطه m گسسته و w پیوسته است اما در کاربردهای عملی از آنجا که تبدیل فوریه سریع (FFT)

بر سیگنال اعمال می‌شود، هر دو پارامتر گسسته و دارای مقادیر کوانتیزه شده می‌باشند. بنابراین خواهیم داشت.

$$X(m, w) = FFT_w(x[n]w[n - m]) = FFT_w(x.SHIFT_m(w)) \quad (3-3)$$

که در آن $X(m, w)$ تبدیل FFT پنجره جدا شده از سیگنال می‌باشد که در زمان m از سیگنال جدا شده است. مقدار همپوشانی پنجره‌ها قابل تنظیم بوده و مقدار $w[m]$ متناسب با کاربرد تغییر می‌کند. توابع گوناگونی برای تعریف پنجره اعمالی به سیگنال وجود دارد مانند مستطیلی، گوسی، بارتلت، بلکمن، همینگ و غیره. شکل (۱-۳) نشان دهند عملکرد تبدیل فوریه زمان کوتاه برای یک پنجره مستطیلی با همپوشانی ۵۰٪ است.



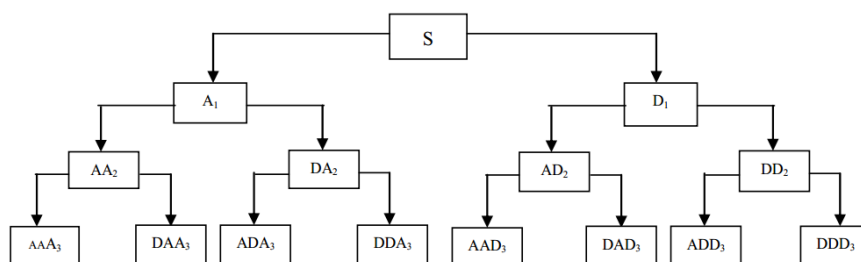
شکل (۱-۳) اعمال تبدیل فوریه زمان کوتاه به ازاء اعمال پنجره‌های مستطیلی با ازاء همپوشانی ۵۰ درصد [۲۷]

به کمک تبدیل STFT می‌توان تاثیر فرکانس‌های مختلف را در بازه‌های زمانی گوناگون از سیگنال بررسی کرد اما زمان وقوع تغییرات لحظه‌ای و نوسانات فرکانس بالا را نمی‌توان به خوبی تعیین نمود. برای رفع این مشکل روش موجک برای تحلیل سیگنال معرفی گردید که در ادامه به توضیح آن می‌پردازیم.

۳-۲-۲- تبدیل بسته موجک

موارد بسیاری وجود دارد که تغییرات ایجاد شده در سیگنال در فرکانس بالا اتفاق می‌افتد و تحلیل سیگنال در فرکانس پایین اطلاعات لازم را به ما نمی‌دهد. در چنین مواردی امکان بررسی سیگنال در باندهای فرکانسی متوسط و بالا ارزشمند است. برای این منظور تبدیل بسته موجک پیشنهاد شده است، به کمک این روش جزئیات بیشتری از سیگنال آشکار شده و قدرت تفکیک سیگنال‌های مختلف افزایش می‌یابد. در ادامه به بررسی روش تبدیل موجک می‌پردازیم.

تبدیل بسته موجک یک نمونه تعمیم یافته از تبدیل موجک است که یک تحلیل جامع از سیگنال فراهم می‌کند. در مورد نحوه عملکرد تبدیل موجک در پیوست (ه) توضیح داده شده است. روند کار در روش بسته موجک بدین صورت است که همانند روش موجک گسسته با هر مرحله اعمال تبدیل، سیگنال مورد نظر به دو بخش تقریب و جزئیات تقسیم می‌شود ولی برخلاف تبدیل موجک گسسته در هر مرحله انجام فرایند، تبدیل موجک به روی هر دو سیگنال تقریب و جزئیات اعمال می‌گردد. در شکل (۳-۲) نمودار درختی مربوط به تبدیل بسته موجک تا سه مرحله به صورت شماتیک نشان داده شده است.



شکل (۳-۲) نمایش اعمال تبدیل بسته موجک به سیگنال اولیه تا سه مرحله

به کمک این روش می‌توان به تحلیل جامعی از تمامی فرکانس‌های تشکیل‌دهنده سیگنال دست یافت و جزئیات رخ داده در تمامی بازه‌های زمانی تشکیل‌دهنده سیگنال را بررسی کرد.

۳-۳- انتخاب ویژگی

۳-۳-۱- روش DSLVQ

هدف روش DSLVQ یافتن ویژگی‌هایی است که بیشترین میزان اختلاف را در بین گروه‌ها داشته باشند. شناسایی این ویژگی‌ها نقش موثری در موفقیت عملکرد طبقه‌بند ایفا می‌کند. برای این منظور یک بردار با عنوان بردار ضرایب در بردار ویژگی ضرب شده که تعیین‌کننده میزان اهمیت هریک از درآیه‌های بردار ویژگی می‌باشد. این روش بر مبنای روش LVQ عمل می‌کند، توضیحات مربوط به روش LVQ در پیوست (و) ارائه شده است. همانند روش LVQ طی یک پروسه آموزش تعدادی از بردارهای ویژگی که به عنوان بردار شاخص برای هر کلاس تعیین شده‌اند به‌روز می‌شوند تا در نهایت به بردارهایی برسیم که به بهترین شکل ممکن نشان‌دهنده کلاس مربوطه در فضای ویژگی باشند. اما همزمان با این پروسه آموزش، یک پروسه آموزش به منظور تعیین مقدار ضریب هریک از درآیه‌های بردار ویژگی نیز انجام می‌گیرد [۲۹]. طی این پروسه آموزش مقادیر بردار ضرایب بهینه‌شده تا در نهایت میزان تاثیر در تفکیک سیگنال‌ها، برای درآیه متناظر با هر ضریب در بردار ویژگی مشخص شود. اندازه هریک از ضرایب نشان‌دهنده میزان اهمیت هریک از درآیه‌های بردار ویژگی می‌باشد. هرچه ضریب بزرگتر باشد مقدار متناظر با آن در بردار ویژگی دارای اطلاعات بیشتری بوده و در جداسازی سیگنال‌ها نقش بیشتری دارد.

معیار محاسبه فاصله بین بردارهای شاخص و بردارهای ویژگی فاصله اقلیدوسی است. با این تفاوت که در هنگام محاسبه فاصله، هر یک از مقادیر بردار ویژگی در یک ضریب وزنی ضرب شده‌اند. فاصله در روش DSLVQ به کمک رابطه (۴-۳) محاسبه می‌شود.

$$d_m = \sqrt{\sum_{n=1}^N (\max(0, w_n)(x_n - \mu_{m_n}))^2} \quad (4-3)$$

در این رابطه $\bar{w}: w_1 w_2 \dots w_N$ یک بردار ضریب وزنی N بعدی است. w_n ضریب وزنی مربوط به n امین ویژگی از بردارهای ویژگی آموزشی می‌باشد و N تعداد کل ویژگی‌ها است. رابطه به‌روز کردن بردار ضرایب وزنی مورد استفاده در الگوریتم آموزش به صورت (۵-۳) است.

$$w(t+1) = \text{norm}(w(t) + \beta(t)(\text{norm}(nw(t) - w(t)))) \quad (5-3)$$

در این رابطه $w(t)$ نشان‌دهنده بردار ضرایب در مرحله t و $w(t+1)$ بردار ضرایب به‌روز شده می‌باشد. $nw(t)$ بردار تصحیح ضرایب در تکرار t ام است. $\beta(t)$ نیز نشان‌دهنده نرخ یادگیری در مرحله t ام است. نرخ یادگیری مقداری کوچکتر از یک بوده که گام حرکت وزن‌ها به سمت وزن‌های جدید و یا به عبارت دیگر سرعت به‌روز شدن وزن‌ها را تعیین می‌کند. به‌طور کلی بهتر است مقدار اولیه برای β در حدود ۰٫۱، در نظر گرفته شود و با هر مرحله انجام آموزش این مقدار را کوچک کرد و به صفر نزدیک نمود [۲۹].

برای محاسبه بردارهای تصحیح ضرایب در هر مرحله از آموزش رابطه (۶-۳) استفاده می‌شود.

$$nw_n(t) = \frac{d_{on}(t) - d_{cn}(t)}{\max(d_{on}, d_{cn})} \quad (6-3)$$

که در آن d_{cn} نشان‌دهنده فاصله n امین ویژگی مربوط به بردار ویژگی $x(t)$ از نزدیکترین بردار شاخص همکلاس است و $d_{on}(t)$ نشان‌دهنده فاصله n امین ویژگی مربوط به بردار

ویژگی $x(t)$ از نزدیکترین بردار شاخص غیرهمکلاس است. پس از طی شدن فرآیند آموزش، بردار ضرایب به‌روز شده و در نهایت ویژگی‌هایی که دارای ضرایب بزرگتر هستند به عنوان ویژگی‌های اصلی شناخته می‌شوند. سایر ویژگی‌ها با ضرایب کوچکتر دارای اطلاعات تکراری هستند و می‌توان از آنها صرف نظر نمود.

۳-۲-۲ روش جستجوی فرکانسی

در این روش میزان تاثیر هریک از فرکانس‌های سیگنال‌های ورودی در تفکیک‌پذیری آنها بررسی می‌شود. برای این منظور انرژی سیگنال در هریک از فرکانس‌های تشکیل‌دهنده آن به عنوان یک ویژگی وارد یک طبقه‌بند شده و کلاس سیگنال مربوطه بر اساس آن تعیین می‌شود. این کار برای چندین سیگنال متفاوت انجام شده تا در نهایت مشخص شود که به ازاء کدام فرکانس عملیات طبقه‌بندی سیگنال‌ها با دقت بالاتری انجام می‌شود. بنابراین مشخص خواهد شد که در چه فرکانسی بیشترین تمایز بین کلاس‌های ورودی وجود دارد. از این روش به منظور سنجش اعتبار نتایج روش DSLVQ استفاده می‌شود. حجم محاسباتی این روش نسبت به DSLVQ بالاتر است ولی از آنجا که فقط یک مرتبه و تنها به منظور مشخص شدن فرکانس‌های اثرگذار در تفکیک سیگنال‌ها استفاده می‌شود در کاربردهای برخت نیز استفاده می‌گردد.

لازم به ذکر است که برای استخراج ویژگی در روش‌های فوق می‌توان از روش تبدیل فوریه زمان کوتاه و یا روش تبدیل موجک استفاده نمود. از آنجا که در روش‌های ارائه شده هدف تنها مقایسه نقش فرکانس‌های مختلف در تفکیک سیگنال‌ها می‌باشد و به دنبال

یافتن بیشترین میزان تفکیک سیگنال‌ها نیستیم، در نتیجه‌گیری نهایی درخصوص فرکانس‌های اثرگذار تغییری حاصل نمی‌شود.

۳-۴- طبقه‌بندی

پروسه طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی شامل دو بخش است. ابتدا به کمک یک الگوریتم آموزشی و تعدادی از داده‌ها که کلاس هریک مشخص است طبقه‌بند آموزش داده می‌شود. سپس براساس الگوی آموخته شده، با ورود داده‌های جدید، طبقه‌بند کلاس هریک را تعیین می‌نماید.

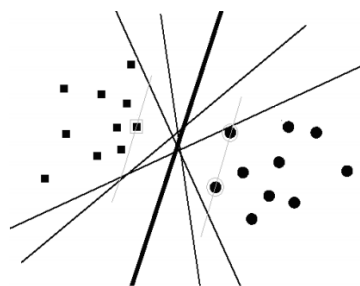
به‌طور کلی دو نوع سیستم آموزش وجود دارد که عبارتند از روش پشتیبانی شده و پشتیبانی نشده. در روش پشتیبانی شده تعدادی از ورودی‌ها که کلاس هریک مشخص است برای آموزش مورد استفاده قرار می‌گیرد. سیستم آموزش می‌بیند تا ویژگی‌های مربوط به هر کلاس را شناخته و کلاس بردارهای ویژگی جدید را براساس آنها تعیین نماید. اما در روش‌های پشتیبانی نشده، کلاس ورودی‌های مورد استفاده برای آموزش سیستم مشخص نبوده و خود طبقه‌بند براساس میزان شباهت ویژگی‌های ورودی آنها را به چند کلاس تقسیم می‌نماید [۳۰]. در مطالعات حوزه BCI به طور معمول از روش‌های پشتیبانی شده استفاده می‌شود [۳۱].

۳-۴-۱- ماشین بردار پشتیبان (SVM)

سیستم‌های مبتنی بر بردارهای پشتیبان (SVM) از جمله روش‌های طبقه‌بندی پشتیبانی شده می‌باشد که به عنوان یک ابزار قدرتمند در طبقه‌بندی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در

این روش، هدف جداسازی کلاس‌های موجود به کمک یک ابرصفحه در فضای ویژگی می باشد که این ابرصفحه بر اساس نمونه‌های مشاهده شده ترسیم می گردد [۳۲].

برای تفکیک کلاس‌های موجود می توان صفحات مختلفی را به کمک طبقه‌بندهای خطی ترسیم کرد اما نکته اساسی در مورد این صفحه آن است که باید قابلیت تعمیم بالایی داشته باشد تا بتواند داده‌های مشاهده نشده را به خوبی طبقه‌بندی نماید. برای این منظور SVM به دنبال یافتن صفحه‌ایی با حداکثر فاصله ممکن از داده‌های هر کلاس است. در این شرایط یک صفحه تفکیک‌کننده بهینه بدست خواهد آمد. داده‌هایی از هر کلاس که به صفحه تفکیک کننده نزدیکتر هستند، بردارهای پشتیبان هر کلاس نامیده می‌شوند. در شکل (۳-۳) داده‌های دو بعدی مربوط به دو کلاس مختلف نشان داده شده است که به کمک خط‌های متعددی قابل تفکیک هستند. با این وجود تنها یک خط وجود دارد که بین دو کلاس و در حداکثر فاصله از داده‌های هر یک قرار دارد. تابع تعریف این خط توسط SVM مشخص می‌شود.



شکل (۳-۳) ابر صفحه های مختلف برای تفکیک دو کلاس به همراه ابرصفحه تفکیک کننده بهینه برای داده های دو بعدی [۳۲]

زمانی که داده‌های مربوط به کلاس‌های مختلف در فضای ویژگی به صورت خطی قابل جداسازی نیستند می‌توان آنها را با استفاده از توابع کرنل غیرخطی به فضای ویژگی با

ابعاد بیشتر نگاشت تا در فضای ویژگی جدید بتوان آنها را به صورت خطی جدا نمود [۲۱].
برخی از توابع کرنل مورد استفاده در SVM در ادامه معرفی شده است.

۳-۴-۱-۱- توابع کرنل

تابع کرنل چند جمله‌ای:

$$K(x_i, x_j) = \langle x_i, x_j \rangle^d \text{ یا } K(x_i, x_j) = (\langle x_i, x_j \rangle + 1)^d \quad (۷-۳)$$

توابع گوسی (Gaussian radial basis function): RBF

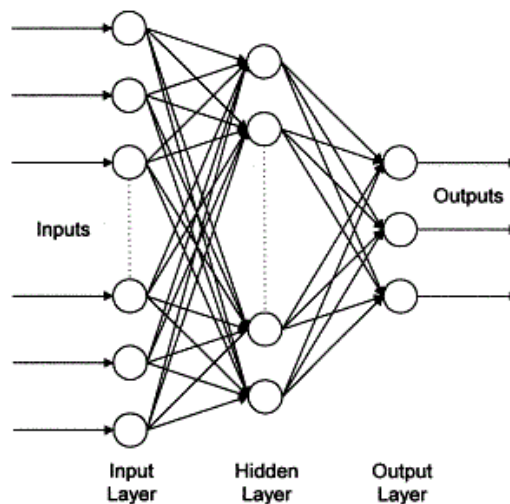
$$K(x_i, x_j) = e^{-\frac{\|x_i - x_j\|^2}{2\sigma^2}} \quad (۸-۳)$$

توابع سیگموئید:

$$K(x_i, x_j) = \tanh(kx_i, x_j - \delta) \quad (۹-۳)$$

۳-۴-۲- شبکه عصبی مصنوعی چند لایه (MLP)

یکی از نقاط ضعف طبقه‌بندهای خطی، عدم کارایی آنها در مسائل غیرخطی و چند کلاسه است. برای رفع این محدودیت طبقه‌بندهای غیرخطی مورد استفاده قرار می‌گیرند. از جمله طبقه‌بندهای غیرخطی شبکه عصبی چندلایه می‌باشد. در این روش طی فرآیند آموزش و براساس یک الگوریتم ساده الگوی جداسازی ورودی‌ها به کمک داده‌های آموزش به طبقه‌بند آموزش داده می‌شود. شکل (۳-۴) یک شبکه عصبی مصنوعی سه لایه را نشان می‌دهد که از سه لایه ورودی، مخفی و خروجی تشکیل شده است. نورون‌های هر لایه با نورون‌های لایه بعدی در ارتباط هستند.



شکل (۴-۳) یک شبکه عصبی سه لایه

وظیفه شبکه عصبی مصنوعی آن است که برای هر بردار ورودی از یک گروه خاص برچسب مربوط به کلاس را به درستی تعیین کند. برای این منظور به کمک لایه میانی یک مجموع وزنی از مقادیر بردار ورودی را محاسبه می‌نماید در نهایت مقدار حاصل، تعیین‌کننده کلاس بردار ورودی خواهد بود. همانطور که در شکل (۴-۳) مشاهده می‌شود هر لایه از شبکه مورد نظر از تعدادی نورون تشکیل شده است که با نورون‌های لایه قبل از خود در ارتباط هستند. نقش لایه‌های پیشین در خروجی هر نورون طبق رابطه (۳-۱۰) محاسبه می‌شود.

$$net_j = \sum_{i=1}^d x_i w_{ji} + w_0 = \sum_{i=0}^d x_i w_{ji} \equiv W_j^T X \quad (۳-۱۰)$$

که در آن اندیس i نشان‌دهنده شماره نورون در لایه ورودی و j نشان‌دهنده شماره نورون موردنظر در لایه میانی می‌باشد و w_{ji} ضریب وزنی بین هریک از نورون‌های لایه ورودی و لایه میانی را نشان می‌دهد. در نهایت مقدار خروجی هر نورون لایه میانی براساس مقدار عبارت فوق و براساس رابطه (۳-۱۱) که تابع عملگر نورون نامیده می‌شود مشخص خواهد شد.

$$f(net) = Sgn(net) \equiv \begin{cases} 1 & \text{if } net \geq 0 \\ -1 & \text{if } net < 0 \end{cases} \quad (۱۱-۳)$$

رابطه فوق ساده‌ترین نوع تابع عملگر که تابع علامت نامیده می‌شود را نشان می‌دهد.

برای تعیین مقدار خروجی هر نورون لایه خروجی نیز رابطه‌ای مشابه (۳-۱۰) تعیین-کننده تاثیر هریک از نورون‌های لایه مخفی در تعیین مقدار نورون لایه خروجی می‌باشد. براساس توضیحات بیان شده می‌توان مقدار خروجی هر نورون لایه نهایی را براساس مقادیر نورون‌های لایه ورودی تعیین کرد. معادله ارتباط‌دهنده مقادیر ورودی به مقادیر نهایی خروجی در یک شبکه سه لایه به صورت زیر بیان می‌شود.

$$g_k(x) \equiv z_k = f\left(\sum_{j=1}^{n_M} w_{kj} f\left(\sum_{i=1}^d w_{ji} x_i + w_{j0}\right) + w_{k0}\right) \quad (۱۲-۳)$$

لازم به ذکر است که تابع عملگر هر نورون الزاما نباید تابع علامت باشد بلکه انواع دیگری از توابع عملگر که به صورت یکنواخت‌تر عمل می‌کنند نیز می‌توانند برای نورون-های یک لایه و یا هریک از نورون‌ها به صورت مستقل تعیین شود.

۳-۴-۳- بیزین

این روش براساس تئوری بیزین عمل می‌کند و به عنوان یک روش طبقه‌بندی احتمالی شناخته می‌شود. در روش‌های ریاضی، تعلق بردار x به کلاس ω_i بعنوان یک رخداد تصادفی از تابع چگالی شرطی $p(x|\omega_i)$ در نظر گرفته می‌شود. مهمترین مفهومی که براساس تئوری‌های تصمیم‌گیری آماری ارائه شده است قانون بیز است. بزرگترین ویژگی این روش استفاده از ویژگی‌های مستقل برای طبقه‌بندی می‌باشد. طبقه‌بند بیزین برخلاف ساختار ساده و فرضیات ساده‌ای که دارد در زمینه مسائل طبقه‌بندی پیچیده، عملکرد مناسبی از خود نشان داده است.

قانون بیز، در صورتی که تابع چگالی شرطی هر کلاس مشخص باشد، قاعده تصمیم بهینه-ای را بدست می‌دهد که تعداد طبقه‌بندی نادرست آن کمینه است. در این قاعده، توابع تصمیم به صورت (۱۳-۳) هستند.

$$d_j(x) = p(\omega_j|x) = p(x|\omega_j) \cdot p(\omega_j) \quad j = 1, 2, \dots, k \quad (13-3)$$

که در آن $p(x|\omega_j)$ تابع چگالی احتمال الگوهای متعلق به کلاس ω_j و $p(\omega_j)$ احتمال پیشین رخداد کلاس ω_j است. در عمل توابع توزیع کلاس‌ها از قبل معلوم نیست و از روی نمونه‌های آموزشی بدست می‌آیند. به‌طور کلی برای طبقه‌بندی در روش‌های پارامتریک بیزین لازم است که برای هر نمونه، احتمال حضور در تمامی کلاس‌ها محاسبه شود و کلاسی که بیشترین احتمال را داشته باشد به عنوان کلاس آن نمونه انتخاب می‌گردد. در روش بیزین توزیع داده‌ها به صورت گوسین فرض شده است. این روش به دلیل سادگی کاربردهای زیادی دارد. برای طبقه‌بندی به روش بیزین لازم است تا ابتدا شاخص‌های هر کلاس (به عنوان نمونه میانگین و کوواریانس) به صورت مجزا از فضای آموزش محاسبه گردند و برای تک تک نمونه‌های فضای تست، رابطه (۱۳-۳) با شاخص‌های تمامی کلاس-ها محاسبه گردد. با در نظر گرفتن احتمال پیشین، کلاسی که بیشترین مقدار خروجی را از رابطه (۱۳-۳) داشته باشد به عنوان کلاس آن نمونه، در نظر گرفته می‌شود.

برای حالتی که توابع چگالی احتمال گوسی فرض شوند داریم :

$$p(x|\omega_j) = \frac{1}{(2\pi)^{n/2} |C_j|^{1/2}} \exp\left(-\frac{1}{2} [(x - m_j)^T C_j^{-1} (x - m_j)]\right) \quad (14-3)$$

که در آن C_j و m_j ماتریس کوواریانس و بردار میانگین الگوهای کلاس ω_j است که با استفاده از نمونه‌های آموزشی این کلاس تخمین زده می‌شود و $|C_j|$ دترمینان C_j است. رابطه (۱۴-۳) را می‌توان به صورت (۱۵-۳) نیز نوشت.

$$d_j(x) = \ln[p(x|\omega_j).p(\omega_j)] = \ln p(x|\omega_j) + \ln p(\omega_j) \quad (15-3)$$

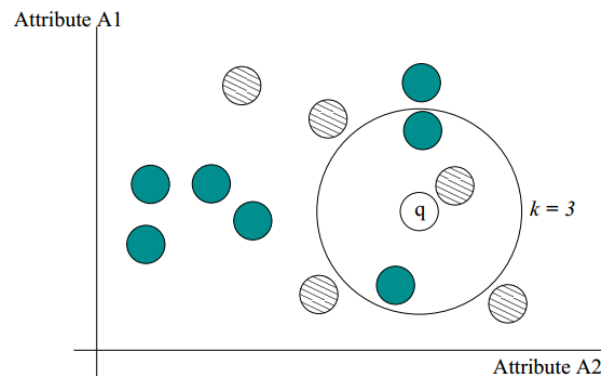
$$= \ln p(\omega_j) - \frac{1}{2} \ln |C_j| - \frac{1}{2} [(x - m_j)^T C_j^{-1} (x - m_j)]$$

عدم وابستگی میان ویژگی‌ها در عمل باعث می‌شود که بتوان هریک را به عنوان یک بعد از فضای ویژگی در نظر گرفت. این موضوع از افزایش ابعاد فضای ویژگی جلوگیری کرده و مانع از ایجاد ویژگی‌های با کیفیت پایین برای کلاس‌ها می‌گردد. همین امر موجب کارایی بالای این روش در مسائل پیچیده با وجود ساختار ساده آن می‌شود.

۳-۴-۴ - طبقه بندی بر اساس نزدیکترین همسایگی (k-NN)

در این روش هدف، تعیین کلاس هر ورودی بر اساس میزان تمرکز داده‌ها از کلاس‌های مختلف در مجاورت ورودی جدید می‌باشد. در روش k-NN فاز آموزش بسیار کوتاه است و تنها کفایت بردارهای ویژگی آموزش را در سیستم ذخیره نماییم. در مرحله طبقه‌بندی بردار ورودی جدید را به سیستم معرفی می‌کنیم، سپس سیستم این بردار را به فضای ویژگی وارد می‌کند و تعداد k همسایگی در مجاور این بردار ورودی در فضای ویژگی را شناسایی می‌نماید. سپس بر اساس برچسب کلاس اکثریت این همسایگی‌ها، رای نهایی در مورد برچسب بردار ورودی صادر می‌گردد. برای جلوگیری از ایجاد مشکل در تعیین کلاس ورودی، k مقداری فرد در نظر گرفته می‌شود.

در شکل (۳-۵) نحوه عملکرد روش k-NN در فضای ویژگی دو بعدی برای دو کلاس مختلف نشان داده شده‌است. بردار ورودی جدید با دایره توخالی (q) مشخص شده و تعداد همسایگان مورد استفاده برای تعیین کلاس ورودی در این مسئله ۳ در نظر گرفته شده‌است.



شکل (۵-۳) نحوه عملکرد طبقه بند k-NN در تعیین کلاس ورودی جدید

برای محاسبه فاصله نیز راهکارهای مختلفی وجود دارد مانند فاصله همینگ، فاصله منهتن و فاصله اقلیدسی که برابر با جذر مجموع مجذور فاصله های تک تک ویژگی‌های تشکیل-دهنده بردار ویژگی می‌باشد.

۳-۴-۵- روش پارزن

این روش از جمله روش‌های غیرپارامتری می‌باشد که بر اساس کلاس همسایگی، کلاس هر ورودی را تعیین می‌نماید. در این روش ابتدا یک شعاع همسایگی برای ورودی جدید طبق رابطه (۱۶-۳) تعیین می‌شود.

$$\varphi(u) = \begin{cases} 1 & |u_j| \leq \frac{1}{2} \quad j = 1, \dots, d \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (16-3)$$

که در آن u_j تابع پنجره موردنظر حول ورودی ژام می‌باشد. اگر برای یک بردار ویژگی کوچکتر از ۰.۵ باشد، این بردار در فضای همسایگی وجود دارد و مقدار $\varphi(u)$ یک خواهد بود، در غیر این صورت مقدار $\varphi(u)$ صفر است.

تعداد نمونه‌های موجود در این شعاع همسایگی طبق رابطه (۱۷-۳) محاسبه می‌شود.

$$k_n = \sum_{i=1}^n \varphi\left(\frac{x - x_i}{h_n}\right) \quad (17-3)$$

احتمال تعلق به کلاس‌های مختلف به صورت زیر محاسبه می‌شود

$$p_n(x) = k_n/nV_n \quad (۱۸-۳)$$

که در آن n تعداد کلاس‌ها و V_n حجم فضای ویژگی را نشان می‌دهد. با جایگذاری رابطه (۱۷-۳) در رابطه (۱۸-۳)، برای تعیین میزان تعلق به کلاس‌های مختلف به روش پارزن، داریم [۲۲]:

$$p_n(x) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{V_n} \varphi\left(\frac{x - x_i}{h_n}\right) \quad (۱۹-۳)$$

۳-۵- ترکیب طبقه‌بندها

استفاده از راهکار ترکیب نتایج چند طبقه‌بند یکی از روش‌های افزایش کارایی سیستم‌های بازشناسی الگو است که در سال‌های اخیر محققین زیادی به آن پرداخته‌اند. برای آنکه ترکیب نتایج طبقه‌بندها مفید واقع شود باید طبقه‌بندهای پایه ضمن برخورداری از کارایی قابل قبول، با یکدیگر متفاوت بوده و قاعده ترکیب مناسبی برای تلفیق نتایج آنها بکار گرفته شود. تنها با شناخت قواعد مختلف ترکیب و ویژگی‌های آنها است که می‌توان قاعده ترکیب مناسب را برای حل مسأله مورد نظر انتخاب کرد. در این فصل چگونگی بکارگیری روش‌های مختلف ترکیب طبقه‌بندها مورد بررسی قرار می‌گیرد و نتایج حاصل از بکارگیری روش‌های مختلف در بهبود نتایج بدست آمده از طبقه‌بندها پایه ارائه خواهد شد.

۳-۵-۱- روش‌های ترکیب بدون نیاز به آموزش

در این نوع از ترکیب‌کننده‌ها، پارامتر متغیری که نیاز به بهینه‌سازی داشته باشد وجود ندارد و به محض اینکه نتایج طبقه‌بندهای پایه مشخص شود می‌توان ترکیب نتایج را انجام داد، رابطه (۲۰-۳). در روش‌های رایج ترکیب بدون آموزش، برای تعیین کلاس ورودی،

ستونی از ماتریس تصمیم^۱ که مربوط به یک کلاس خاص (کلاس j ام) باشند برای تعیین میزان تعلق ورودی به آن کلاس استفاده می‌شود.

$$\mu_j(x) = \mathcal{F}[d_{1,j}(x), \dots, d_{L,j}(x)] \quad (۲۰-۳)$$

که در آن $\mathcal{F}$ نماد ترکیب است. کلاس ورودی در نهایت بر اساس بیشینه میزان تعلق بدست آمده به کمک روش ترکیب برای کلاس‌های مختلف ($\mu_j(x)$) تعیین می‌شود.

پربردترین روش‌های ترکیب طبقه‌بندهای بی نیاز از آموزش عبارتند از:

- میانگین گیری: $\mu_j(x) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L d_{i,j}(x)$
- بیشینه، کمینه و یا میانه: $\mu_j(x) = \prod_{i=1}^L d_{i,j}(x)$
- حاصلضرب: $\mu_j(x) = \prod_{i=1}^L d_{i,j}(x)$
- میانگین تعمیم یافته: $\mu_j(x, \alpha) = (\frac{1}{L} \sum_{i=1}^L d_{i,j}(x)^\alpha)^\alpha$

یکی از مسائل مهم در زمینه تصمیم‌گیری، ترکیب معیارها و تشکیل تابع تصمیم است. قاعده ترکیب باید به گونه‌ای انتخاب شود که طبقه‌بندها نقاط ضعف یکدیگر را بپوشانند. عملگر میانگین وزن دار مرتب شده از جمله عملگرهای مطرح در ادبیات ترکیب طبقه‌بندها است که در ادامه در مورد آن توضیح داده خواهد شد.

۳-۵-۲ - عملگر میانگین مرتب وزن دار (OWA)

این عملگر نخستین بار توسط یاگر معرفی گردید. ترکیب طبقه‌بندها به کمک OWA در شرایطی که ضرایب براساس کارایی طبقه‌بندها تخصیص یافته باشند به نظر کارآمدتر از

¹ Decision profile

روش میانگین‌گیری است. ذکر این نکته حائز اهمیت است که عملگر انتگرال فازی برای ترکیب طبقه‌بندها از همین ایده الهام می‌گیرد و می‌توان روش OWA را حالت خاصی از آن دانست.

عملگر OWA در فضای n بعدی یک نگاشت $R^n \rightarrow R$ انجام می‌دهد که بصورت (۲۱-۳) تعریف می‌شود.

$$OWA(x_1, x_2, \dots, x_n) = \sum_{j=1}^n w_j x_{\sigma(j)} \quad (21-3)$$

که در آن $x_1, x_2, \dots, x_n$ نتایج هریک از طبقه‌بندها است که ورودی فرآیند OWA می‌باشد و سیگما یک جایگشت از ورودی‌هاست که آنها را به صورت زیر مرتب می‌کند $x_{\sigma(1)} \leq x_{\sigma(2)} \leq \dots \leq x_{\sigma(n)}$ ضرایب اثر ورودی‌ها است که همگی غیرمنفی بوده و شرط (۲۲-۳) را ارضاء می‌نمایند.

$$\sum_{i=1}^n w_i = 1 \quad (22-3)$$

نتایج تحقیقات نشان می‌دهد که این روش به علت قدرت تطبیق‌پذیری بالا بسیار کارآمد است [۳۵]. با استفاده از روش OWA می‌توان به انواع راه‌های اجماع بر ورودی‌ها مانند حداکثر، حداقل و یا میانگین دست یافت. تمامی این شرایط با تنظیم مقدار ضرایب w میسر خواهد شد. به منظور تعیین ضرایب w براساس توابع نمایی دو راهکار خوشبینانه و بدبینانه معرفی شده است [۳۶].

خوشبینانه:

$$w_1 = a; w_2 = a(1-a); w_3 = a(1-a)^2; \dots; w_{n-1} = a(1-a)^{n-2}; w_n = (1-a)^{n-1} \quad (23-3)$$

بدبینانه:

$$w_1 = a^{n-1}; w_2 = (1-a)a^{n-2}; w_3 = (1-a)a^{n-3}; \dots; w_{n-1} = (1-a)a; w_n = (1-a) \quad (24-3)$$

در (۲۳-۳) و (۲۴-۳) پارامتر a عددی متعلق به بازه $[0, 1]$ می‌باشد. در صورتی که پاسخ صحیح طبقه‌بندی برای هر ورودی را X_d بنامیم خطای تصمیم‌گیری طبقه‌بندی مورد استفاده برابر است با:

$$e = \frac{1}{2} \left(\sum_{j=1}^n w_j x_{\sigma(j)} - X_d \right)^2 \quad (25-3)$$

بنابراین ضرایب عملگر OWA باید طوری تعیین گردد که مقدار خطا کمینه شود. به منظور بهینه‌سازی ضرایب، مقدار پارامتر a را از صفر تا یک تغییر می‌دهیم تا ضرایبی که به ازاء آن کمینه خطا ایجاد شود بدست آید.

۳-۵-۳- انتگرال‌های فازی

هدف از روش‌های ترکیب مبتنی بر انتگرال‌های فازی، اجماع نظر بین نتایج طبقه‌بندی‌های مختلف به بهترین شکل ممکن برای تعیین کلاس ورودی است. مفهوم انتگرال‌های فازی برگرفته از اندازه‌های فازی می‌باشد که توسط سوگنو مطرح شده و توسعه یافته است. پارامتر g که در معادلات مبتنی بر انتگرال فازی کاربرد دارد نشان‌دهنده میزان اهمیت طبقه‌بندی‌ها و یا زیرمجموعه‌ای از نتایج طبقه‌بندی‌های مختلف است. محاسبات با تعیین چگالی فازی (g^i) برای طبقه‌بندی‌های مختلف آغاز می‌شود که در آن $i = 1, \dots, L$ نشان‌دهنده شماره طبقه‌بندی می‌باشد. این پارامتر بر اساس دقت طبقه‌بندی‌های مختلف تعیین می‌شود و نشان‌دهنده میزان اهمیت هر طبقه‌بندی است. تعیین پارامتر g^i یا توسط شخص انجام می‌شود، یا طی یک الگوریتم آموزشی مقادیر بهینه برای آن مشخص می‌شود. اندازه-

های فازی (g) براساس چگالی فازی و ضریب λ تعیین می‌شود. مقدار λ براساس رابطه (۲۶-۳) محاسبه می‌گردد.

$$\lambda + 1 = \prod_{i=1}^L (1 + \lambda g^i), \quad \lambda \neq 0 \quad (26-3)$$

برای ترکیب طبقه‌بندها به کمک انتگرال‌های فازی دو روش مطرح وجود دارد که عبارتند از روش سوگنو و روش چکوئت. در ادامه الگوریتم پیاده‌سازی هریک از این روش‌ها بیان شده است.

۳-۵-۱- روش سوگنو

در این روش تعلق نهایی الگوی x به کلاس ω_k از مصالحه بین اندازه فازی و شواهد بیان شده توسط ستون k ام ماتریس پروفایل تصمیم $DP(x)$ تعیین می‌شود. برای این منظور، ابتدا برای الگوی ورودی x ، k امین ستون $DP(x)$ را به صورت نزولی مرتب کرده و چگالی طبقه‌بندها را نیز متناظر با مقادیر ستون k ام (کلاس k ام) به صورت برداری مرتب می‌کنیم.

$$[d_{1,k}(x) \quad d_{2,k}(x) \quad \dots \quad d_{L,k}(x)]^T \quad (27-3)$$

در این مرحله مقدار اندازه فازی $g(1)$ را برابر g^{i_1} قرار داده و برای $t = 2, 3, \dots, L$ از

رابطه (۲۸-۳) مقادیر اندازه‌های فازی را پیدا می‌کنیم.

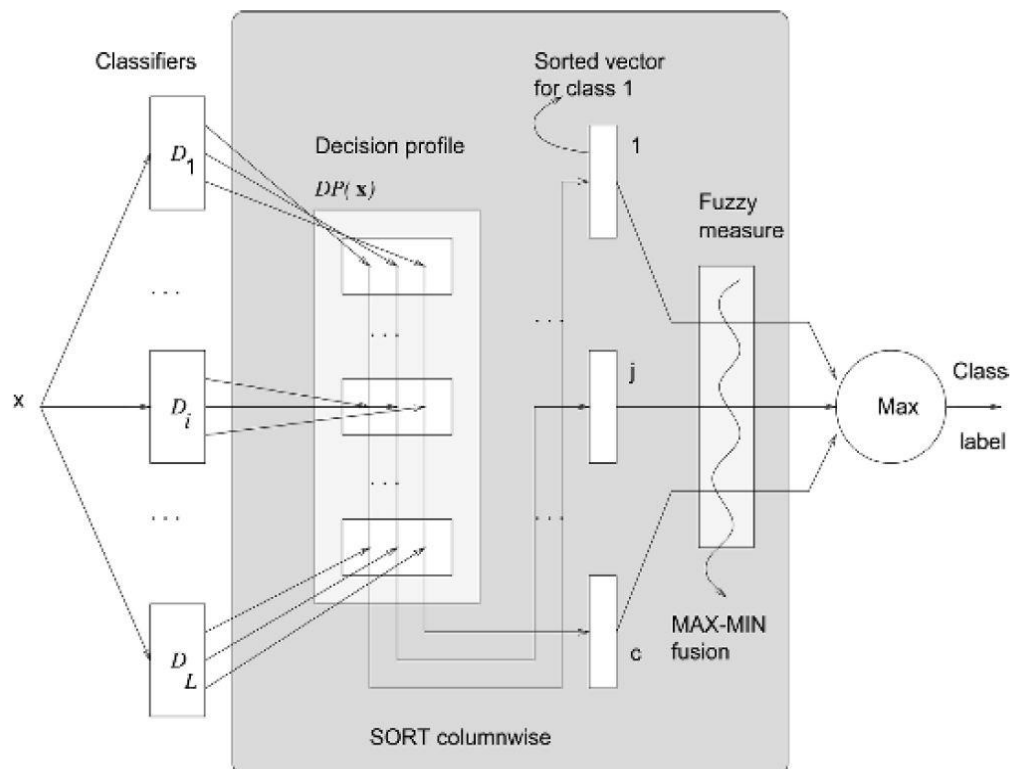
$$g(t) = g^{i_t} + g(t-1) + 1.g^{i_t} . g(t-1) \quad (28-3)$$

که در آن g^{i_t} مقدار فازی در نظر گرفته شده برای طبقه‌بند t ام است. در نهایت به کمک رابطه (۲۹-۳) کلاسی که بیشترین احتمال تعلق ورودی x به آن وجود دارد، تعیین می‌شود.

$$\mu_D^k(x) = \max_{t=1}^L \{ \min \{ d_{it,k}(x), g(t) \} \} \quad (29-3)$$

رابطه (۲۹-۳) به انتگرال فازی سوگنو معروف است. شکل (۶-۳) به صورت شماتیک نشان

دهنده عملکرد این روش ترکیب می‌باشد.



شکل (۶-۳) نمای شماتیک از عملکرد انتگرال‌های فازی سوگنو و چکوئت [۸۵]

۳-۵-۲- روش چکوئت

این روش توسط سوگنو و موروفوشی ابداع گردید. فرضیات مورد استفاده در این روش مطابق روش سوگنو است و تنها تفاوت روش چکوئت با روش سوگنو در معادله نهایی تعیین میزان تعلق است که طبق (۳۰-۳) محاسبه می‌شود.

$$m_j(x) = d_{i_1,k}(x) + \sum_{k=2}^L [d_{i_{k-1},j}(x) - d_{i_{k,j}}(x)]g(k-1) \quad (30-3)$$

مقدار چگالی‌های فازی در عملکرد نهایی ترکیب‌کننده‌های فازی بسیار حائز اهمیت است. این مقادیر توسط افراد خبره و آشنا به مکانیزم عملکردی طبقه‌بندهای مختلف و

براساس دقت عملکرد طبقه‌بندها تعیین می‌شود. به‌منظور بهبود عملکرد ترکیب‌کننده‌های فازی می‌توان طی یک پروسه آموزشی به کمک روش‌هایی نظیر PSO و یا الگوریتم ژنتیک مقادیر بهینه برای چگالی‌های فازی را تعیین نمود.

۳-۶- ارزیابی عملکرد

روش‌های مختلفی برای بررسی میزان موفقیت سیستم‌های BCI وجود دارد. بیشتر این روش‌ها مبتنی بر محاسبه کانفیوژن ماتریس هستند. در کاربردهای آفلاین علاوه بر کانفیوژن ماتریس، پارامترهایی از قبیل ضریب kappa و نرخ خطا نیز برای بررسی عملکرد سیستم BCI مورد استناد قرار می‌گیرد که محاسبه همگی بر مبنای کانفیوژن ماتریس انجام می‌شود. در ادامه در مورد هر یک از این روش‌ها توضیح داده خواهد شد.

۳-۶-۱- کانفیوژن ماتریس

در این روش میزان دقت طبقه‌بند در تفکیک ورودی‌ها بر اساس ورودی‌هایی که درست طبقه‌بندی شده‌اند تعیین می‌شود. برای یک مسئله دو کلاسه، کانفیوژن ماتریس به صورت شکل (۷-۳) نمایش داده می‌شود.

		True Labels	
		Class 1	Class 2
Predicted Labels	Class 1	A	B
	Class 2	C	D

شکل (۷-۳) نحوه نمایش کانفیوژن ماتریس برای یک مسئله دو کلاسه

در این ماتریس، A تعداد ورودی‌های کلاس ۱ که درست طبقه‌بندی شده‌اند و D تعداد ورودی‌های کلاس ۲ که درست طبقه‌بندی شده است را نشان می‌دهد. از طرف دیگر C، تعداد ورودی‌هایی از کلاس ۱ می‌باشد که به اشتباه از کلاس ۲ تشخیص داده

شده‌اند و B تعداد ورودی‌هایی از کلاس ۲ است که به اشتباه از کلاس ۱ تشخیص داده شده است.

۳-۶-۲ - معیار kappa

به منظور اندازه‌گیری هرچه دقیقتر میزان موفقیت یک طبقه‌بند، معیار دیگری به نام ضریب kappa در سال ۱۹۶۰ توسط کوهن معرفی شد. رابطه محاسبه ضریب kappa برابر است با:

$$k = \frac{(ACC - p_e)}{(1 - p_e)} \quad (۳۱-۳)$$

که در آن ACC دقت نهایی است که به کمک رابطه (۳۲-۳) محاسبه می‌شود.

$$ACC = \frac{A + D}{A + B + C + D} \quad (۳۲-۳)$$

و p_e میزان صحت می‌باشد. پارامتر میزان صحت بر اساس درآیه‌های کانفیوژن ماتریس و از طریق رابطه (۳۳-۳) محاسبه می‌شود.

$$p_e = \frac{(A + C) \times (A + B) + (B + D) \times (C + D)}{N^2} \quad (۳۳-۳)$$

ضریب kappa معمولاً در مسائل چند کلاسه کاربرد دارد، اما در مسئله دو کلاسه نیز قابل استفاده است. نسبت به پارامترهای دقت نهایی و نرخ خطا، به کمک این پارامتر توصیف مناسب‌تری از میزان موفقیت طبقه‌بند حاصل می‌شود.

۳-۷ - نتایج شبیه‌سازی

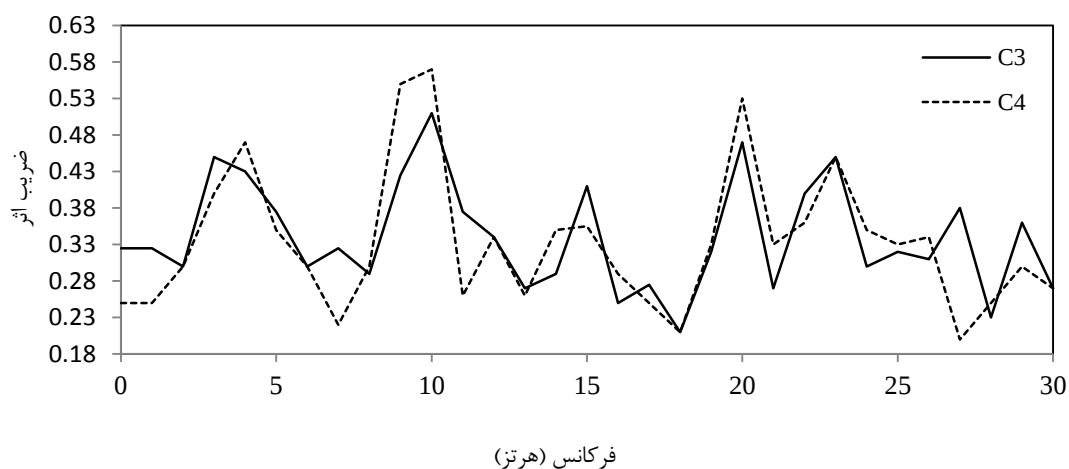
۳-۷-۱ - بانک داده

داده‌های مورد استفاده در این پایان‌نامه مربوط به بانک داده II از مسابقات BCI (III) است [۳۷]. سیگنال‌های دریافتی از کانال‌های C_3 و C_4 مغز برداشت شده و شامل دو گروه تصور

حرکت دست راست و دست چپ، می‌باشد. سیگنال‌های EEG با فرکانس ۱۲۸ هرتز نمونه-برداری شده و به بازه فرکانسی ۰,۵ تا ۳۰ هرتز فیلتر شده‌اند. توضیحات بیشتر در خصوص نحوه برداشت سیگنال در پیوست (ز) ارائه شده است.

۳-۷-۲- نتایج پردازش سیگنال

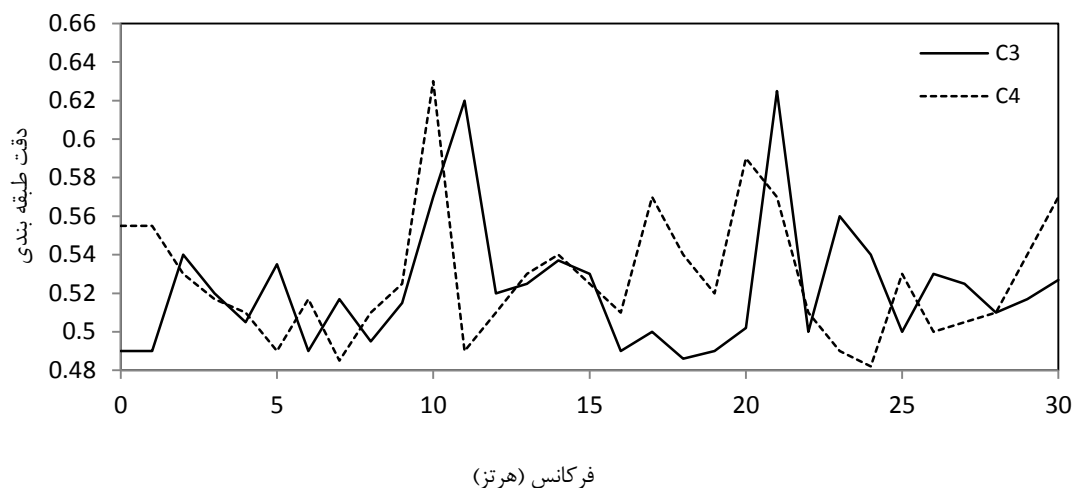
به‌منظور تعیین فرکانس‌های اثرگذار در تفکیک سیگنال‌ها ابتدا روش DSLVQ مورد استفاده قرار گرفته‌است. با توجه به آنکه بردار ویژگی مورد استفاده در این روش انرژی سیگنال‌های ورودی در فرکانس‌های ۱ تا ۳۰ هرتز می‌باشد نتایج روش DSLVQ نشان-دهنده تاثیرگذارترین فرکانس در تفکیک‌پذیری سیگنال‌های ورودی خواهد بود، شکل (۸-۳).



شکل (۸-۳) نمودار ضرایب اثر فرکانسی حاصل از روش DSLVQ

بنابر نتایج روش DSLVQ برای کانال C_3 ضرایب فرکانس‌های ۱۱ و ۲۱ هرتز و برای کانال C_4 ضرایب فرکانس‌های ۱۰ و ۲۰ هرتز بیشترین مقادیر را دارند، بنابراین استفاده از ویژگی‌های مربوط به این فرکانس‌ها در تشکیل بردار ویژگی توصیه می‌شود. سپس به منظور بررسی صحت نتایج روش DSLVQ، روش جستجوی فرکانسی برای یافتن فرکانس-

های موثر در تفکیک سیگنال استفاده شده و نتایج حاصل در شکل (۹-۳) نشان داده شده است.



شکل (۹-۳) نمودار میزان دقت طبقه بندی برای فرکانس‌های مختلف حاصل از روش جستجوی فرکانسی

نتایج جستجوی فرکانسی نشان‌دهنده بالاترین دقت طبقه‌بندی برای فرکانس‌های ۱۱ و ۲۱ هرتز در کانال C₃ و فرکانس‌های ۱۰ و ۲۰ هرتز در کانال C₄ می‌باشد. این نتایج تاییدکننده نتایج روش DSLVQ هستند و در نهایت بازه فرکانس‌های ۱۰-۱۱ و ۲۰-۲۱ هرتز به منظور استخراج ویژگی از کانال‌های C₃ و C₄ انتخاب می‌شود.

در گام بعد برای استخراج ویژگی از سیگنال‌های موردنظر تبدیل بسته موجک (db2) تا ۴ مرحله تجزیه انجام شده و در نهایت ضرایب تبدیل بسته موجک مربوط به بازه فرکانس‌های مشخص شده در مرحله تعیین فرکانس، جدا شده و بردار ویژگی به کمک این ضرایب تشکیل می‌شود. پس از استخراج ویژگی از سیگنال‌ها، عملیات طبقه‌بندی بر روی داده‌ها انجام شده و نتایج حاصل مقایسه شده است. پارامترهای تاثیرگذار بر عملکرد هر یک از طبقه‌بندها، مطابق جدول (۱-۳) انتخاب شده است.

جدول (۱-۳) قیده‌های طراحی طبقه بندها

نام روش	پارامترهای طراحی
SVM	این روش در دو حالت بکارگیری تابع عملگر گوسی و خطی طراحی و استفاده است
k-NN	اندازه گیری فاصله با استفاده از معیار اقلیدوسی انجام شده است. تعداد همسایگی های بهینه در این روش ۳ در نظر گرفته شده است.
بیزین	کوواریانس و میانگین به عنوان شاخص‌های بردار ویژگی کلاس ها انتخاب شده است.
پارزن	با در نظر گرفتن شعاع همسایگی ۲,۲ بهترین نتایج طبقه بندی حاصل شده است.
MLP	شبکه عصبی با یک لایه مخفی و ۵ نرون در لایه میانی طراحی شده که تابع عملگر برای لایه میانی گوسی و برای لایه خروجی خطی در نظر گرفته شده است.

به منظور بررسی نتایج، چند معیار مهم مورد ارزیابی قرار گرفته است که عبارتند از دقت عملکرد طبقه‌بندها، ضریب kappa که معیاری از صحت عملکرد روش‌ها می‌باشد و در کاربردهای BCI مورد استناد قرار می‌گیرد و همچنین زمان پردازش برای تعیین کلاس هر بردار ویژگی که معیاری برای سنجش قابلیت استفاده از روش‌های ارائه شده در کاربردهای برخط است. نتایج عملکرد روش‌های فوق در جدول (۲-۳) بیان شده است. در تمامی روش‌های طبقه‌بندی استفاده شده ۷۰ درصد داده‌ها برای آموزش و ۳۰ درصد برای تست عملکرد آنها استفاده شده است [۳۸].

جدول (۲-۳) بررسی عملکرد طبقه بندها

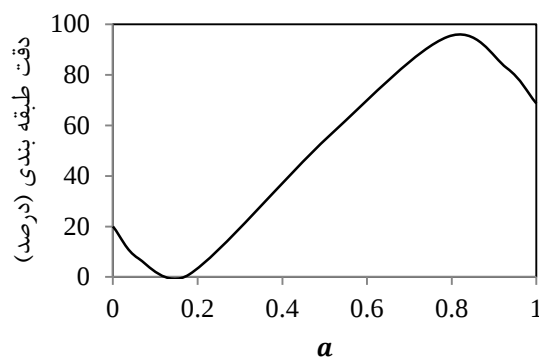
نام روش	دقت (%)	ضریب kappa	زمان آموزش طبقه‌بند (ثانیه)	زمان پاسخ‌دهی به یک سیگنال ورودی (ثانیه)
MLP	۸۲,۵	۰,۶۵	۰,۲۷	۰,۰۷۲
SVM (RBF)	۸۰	۰,۶	۰,۷۲	۰,۰۱۲
SVM (Linear)	۷۵	۰,۴۳	۰,۷۱	۰,۰۱۲
k-NN	۹۰	۰,۸	۰,۵	۰,۰۰۱۲
پارزن	۸۵	۰,۷	۰,۶۸	۰,۰۰۱
بیزین	۶۷	۰,۳۴	۰,۷۱	۰,۰۳

همچنین به منظور بررسی تاثیر روش‌های مختلف استخراج ویژگی بر عملکرد سیستم، فرآیند استخراج ویژگی را به کمک دو روش STFT و بسته موجک انجام داده‌ایم و به کمک یک طبقه‌بند واحد بردارهای ویژگی حاصل را تفکیک نموده‌ایم، نتایج حاصل در جدول (۳-۳) ارائه شده است.

جدول (۳-۳) بررسی تاثیر روش‌های مختلف استخراج ویژگی

STFT		Wavelet packet		نام روش
ضریب kappa	دقت (%)	ضریب kappa	دقت (%)	
۰,۳۹	۷۲,۵	۰,۶	۸۰	SVM (RBF)
۰,۳۷	۷۰	۰,۴۳	۷۵	SVM (Linear)

در کاربردهای برخط از سیستم‌های BCI همواره به دنبال یافتن بالاترین دقت تفکیک سیگنال‌های مغزی هستیم ضمن آنکه فرآیند پردازش سیگنال می‌باید در حداقل زمان ممکن صورت پذیرد تا تاخیر زمانی بین تصور حرکت و انجام دستور تا حد ممکن کاهش یابد. برای دست یافتن به این مقصود، از ترکیب نتایج طبقه‌بندها استفاده شده است. به منظور ترکیب خروجی طبقه‌بندها به روش OWA، ضرایب w بر اساس راهکار خوشبینانه تعیین شده است. مطابق شکل (۳-۱۰)، برای دست یافتن به مقادیر بهینه این ضرایب، پارامتر α را از صفر تا ۱ با گام ۰,۰۱ تغییر داده‌ایم و بیشینه دقت طبقه‌بندی به ازاء $\alpha = ۰,۷۹$ حاصل شده است. بنابراین ضرایب عملگر OWA بر اساس این مقدار α محاسبه می‌گردد.



شکل (۳-۱۰) بررسی عملکرد روش OWA به ازاء مقادیر مختلف a

به‌منظور استفاده از انتگرال فازی برای ترکیب طبقه‌بندها (روش سوگنو و چکوئت)، ابتدا از میان طبقه‌بندهای آزمایش شده سه طبقه‌بند که دارای بالاترین درصد تفکیک هستند را انتخاب می‌کنیم و ضرایب فازی هریک از طبقه‌بندهای منتخب که عبارتند از k -NN، MLP و SVM را به ترتیب ۰٫۴۵، ۰٫۳ و ۰٫۲ در نظر می‌گیریم. لازم به ذکر است روش‌های طبقه‌بندی انتخاب شده می‌باید از یکدیگر مستقل بوده و الگوریتم مشابهی برای طبقه‌بندی نداشته باشند. نتایج حاصل از ترکیب طبقه‌بندهای مختلف در جدول (۳-۴) بیان شده است.

جدول (۳-۴) نتایج حاصل از اعمال ترکیب طبقه‌بندها

روش ترکیب	دقت (%)	ضریب kappa	زمان محاسبات (ms)
OWA	۹۳	۰٫۸۶	۵۰
Sugeno	۹۵	۰٫۹	۶۳
Chequet	۹۷٫۵	۰٫۹۳	۷۰

۳-۸- جمع‌بندی

در این پژوهش به منظور استخراج ویژگی از سیگنال‌های EEG، از روش بسته موجک استفاده شده که از جمله روش‌های تحلیل زمان-فرکانسی سیگنال می‌باشد. با به کارگیری ۵ طبقه‌بند مختلف عملکرد آنها از نظر دقت عملکرد و زمان پاسخ‌دهی در شرایط

برابر از نظر نوع بردارهای ویژگی ورودی مقایسه شد. با بررسی نتایج طبقه‌بندی مشاهده می‌شود که نتایج حاصل از اعمال طبقه‌بند k -NN بر ویژگی‌های استخراج شده با روش بسته مویک در مقایسه با نتایج مسابقات BCI در سال ۲۰۰۳ که بر روی همین داده‌ها انجام پذیرفته دقت بالاتری دارد. با اعمال ترکیب طبقه‌بندها، همانطور که انتظار می‌رفت، دقت عملکرد سیستم BCI افزایش یافت. به علت بالا بودن حجم محاسباتی، استفاده از روش چکوئت برای ترکیب طبقه‌بندها نیاز به زمان بیشتری برای تعیین کلاس داده ورودی دارد. در کاربردهای برخط سیستم BCI، تشخیص تصورات ذهنی کاربر در حداقل زمان ممکن اهمیت دارد بنابراین در این پایان‌نامه در پروسه ساخت و آزمایش عملی، از روش OWA برای ترکیب نتایج طبقه‌بندها استفاده شده است.

لازم به توضیح است که فرکانس‌های اثرگذار برای افراد مختلف متفاوت است و همین موضوع موجب منحصر به فرد بودن سیستم BCI می‌شود، بدین معنی که برای استفاده اشخاص مختلف از سیستم BCI فرآیند آموزش و تطبیق دستگاه با امواج مغزی وی، جداگانه باید صورت پذیرد.

فصل چهارم:

تعامل با انسان توسط واسطه مکانیک

۴-۱- مقدمه

مفاصل آرنج و زانو از اندام‌های مهم حرکتی بدن است که در معرض آسیب‌های مختلفی مانند شکستگی، پارگی تاندون و مشکلات حرکتی ناشی از نقص سیستم عصبی عضلانی است. از این رو دستگاه‌های بازتوانی و فیزیوتراپی کاربرد گسترده‌ایی در گروه بزرگی از بیماران ضایعات نخاعی، ضایعات و سکت‌های مغزی، اختلالات تعادل، ضعف عضلات با منشاء آسیب‌های عصبی و عضلانی (ماسل دیستروفی)، سالمندان، افراد مبتلا به ام.اس و آسیب‌های ورزشی دارند. تجهیزات و روش‌های فیزیوتراپی مختلف با هدف افزایش راندمان و سرعت فرآیند توانبخشی بیماران مورد استفاده قرار می‌گیرند. در برخی تحقیقات، دستگاه‌های بازتوانی به عنوان جایگزین مصنوعی برای اعضای ناتوان به کار گرفته شده است. در این راستا همواره تلاش شده بیشترین شباهت از نظر ویژگی‌های ایستایی و حرکتی با اندام طبیعی ایجاد شود. از جمله چالش‌های این نوع طراحی، مکانیزم انتقال نیرو، تولید گشتاور در مفصل، یکنواختی حرکت خم‌شدن و باز شدن مفصل^۱ و شباهت ویژگی‌های مکانیکی سیستم با مفصل طبیعی است.

اگرچه پیچیدگی‌های سیستم انتقال قدرت ماهیچه‌ایی در مفاصل، امکان شبیه‌سازی کامل را با استفاده از تجهیزات مکاترونیکی دشوار می‌نماید، اما راهکارهایی در این راستا پیشنهاد شده است. برای نمونه، انتقال گشتاور به مفاصل از طریق موتورهای الکتریکی نصب شده روی بازوها امکان‌پذیر است. در صورت استفاده از این روش در مکانیزم‌های چند

¹ Flexion/Extension

میله‌ای برای حرکت بازوهای میانی، موتورهای سنگین مورد نیاز است که افزایش ناخواسته ممان اینرسی سیستم را به همراه دارد. سیستم انتقال نیرو به نحوی که منبع نیرو روی پایه ربات تعبیه شده باشد، راهکار دیگری است که برای انتقال نیرو به مفصل مورد نظر پیشنهاد می‌شود. مکانیزم‌هایی نظیر بلیکس^۱ که از آن به عنوان یک سیستم پوشش اسکلتی^۲ یاد می‌شود، از چنین سیستمی بهره‌می‌برند [۳۹]. در کنار سیستم ساخته شده در دانشگاه برکلی که از قوای نیوماتیکی جهت انتقال نیرو از پایه ربات به مفاصل استفاده می‌کند، می‌توان به ربات دانشگاه ماساچوست نیز اشاره داشت که سیستم محرکه روی شاسی ربات قرار دارد و نیرو از طریق مجموعه‌ایی از بازوهای صلب به مفاصل منتقل می‌شود [۴۰]. در نتیجه اضافه شدن بازوان، وزن مکانیزم افزوده شده و استفاده از اجزای انعطاف‌پذیر در زنجیره‌های قوای محرکه که باعث سبکی مکانیزم است، توجیه‌پذیر می‌شود. در این راستا محرکه سری الاستیک^۳ به صورت یک موتور الکتریکی که با یک نوار الاستیک به صورت سری قرار می‌گیرد پیشنهاد شده است [۴۱]. فراهم شدن امکان کنترل دقیق نیرو، ذخیره‌سازی انرژی، کاهش اثر ضربه‌های ناشی از تغییر سرعت موتور و حذف اثر لقی چرخنده‌ها از مزایای این نوع محرکه است. این ویژگی‌ها باعث شده تا استفاده آن در ربات‌هایی که در ارتباط مستقیم با انسان هستند، مورد توجه قرارگیرد [۴۲].

^۱Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)

^۲Exoskeleton

^۳Series Elastic Actuators (SEA)

محركه‌های کابلی با ویژگی‌های منحصر بفرد خود می‌توانند در قالب زنجیره‌های سینماتیکی سری و موازی کاربرد داشته باشند [۴۳]. کابل در این نوع مکانیزم‌ها امکان انتقال نیرو را فراهم می‌کند، ضمن آنکه با توجه به کارکرد ایمن و بی‌خطر آن، می‌توان در سیستم‌های توانبخشی، کابل را مستقیماً به بدن انسان متصل کرد و از استخوان انسان به عنوان میله رابط بهره گرفت. در چنین شرایطی سیستم محرک کابلی سبک و کم‌حجم خواهد شد. اخیراً در دسته ربات‌های موازی از عنصر کابل به عنوان جایگزینی سبک برای پاهای ربات بهره گرفته شده است [۴۴]. ربات موازی «استیرینگ من»^۱ با سیستم انتقال نیروی کابلی، برای انجام تمرین‌های توانبخشی حرکتی پا و کمک به حفظ تعادل در افرادی که دارای اختلال کنترل عضلات هستند و یا عمل جراحی زانو داشته‌اند، طراحی شده است [۴۵]. به علاوه، دست مصنوعی رباتیکی با قابلیت شبیه‌سازی عملکرد انگشتان دست و ایجاد حس لامسه در کنترل واقعیت مجازی به کمک محركه‌های کابلی و با ساختار سبک، طراحی شده است [۴۶]، [۴۷]. همچنین در کاربردهایی نظیر دستگاه‌های توانبخشی آرنج و شانه، برای کنترل حرکت از سیستم شبیه‌سازی حرکت دورانی مفصل با محركه‌های کابلی^۲ بهره گرفته شده است. در این مکانیزم انتقال نیرو در هر مفصل به کمک دو سری کابل انجام می‌شود که مقدار نیروی اعمالی در هر کدام با یک موتور الکتریکی تنظیم می‌گردد و از این طریق می‌توان حرکت دورانی نقطه اثر نهایی را حول محور مفصل و حول محور بازوی رابط کنترل نمود [۴۸]. در تمامی نمونه‌های ذکر شده تغییرات

^۱StringMan^۲Whole Arm Manipulator (WAM)

گشتاور بازو ناشی از تغییر نیروی محرکه می‌باشد. اما در برخی تحقیقات انجام شده در زمینه تجهیزات توانبخشی تغییر راستای اعمال نیرو یا به عبارت دیگر بازوی گشتاور به منظور شبیه‌سازی عملکرد عضلات بررسی شده است. این رویکرد در طراحی مکانیزم معرفی شده در این پژوهش مدنظر قرار گرفته است.

۴-۲- مفاهیم طراحی

۴-۲-۱- قیدهای طراحی

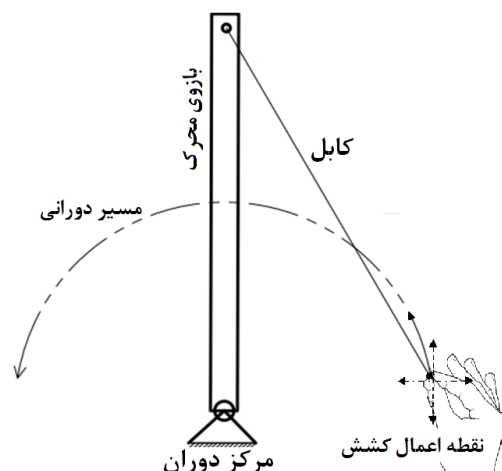
نیاز به سیستم توانبخشی منطبق با مشخصه‌های فیزیکی بدن انسان، موجب خلق طرح‌های جدید در این حوزه شده است. برای اندام‌های حرکتی بسته به نوع توانبخشی پارامترهایی از حرکت مورد توجه است، نظیر درجات آزادی، بازه حرکتی، سرعت و شتاب سیکل حرکتی.

در این پژوهش برای ایجاد شرایط کارکرد مطابق ویژگی‌های دست انسان، قیودی در طراحی مکانیزم در نظر گرفته شده است تا با رعایت این چهارچوب‌ها شرایط کارکرد ایمن و راحت برای کاربر فراهم شود. از جمله قیود مهم در طراحی عبارتند از: گشتاور مفصل، سرعت دوران لینک‌ها و سختی مکانیکی مفاصل. با تنظیم پارامترهای تاثیرگذار، عملکرد دستگاه به شرایط ایده‌آل طراحی نزدیک می‌گردد.

۴-۲-۲- راهکار تولید گشتاور

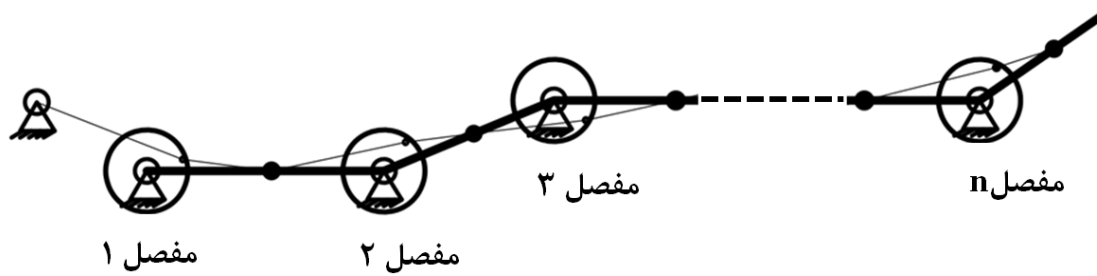
برای تولید گشتاور، نیاز به اعمال نیروی خارج از راستای بازوی محرک است. مطابق شکل (۴-۱) با اعمال نیروی کششی از طریق یک کابل به بازوی محرک، گشتاور مورد نیاز تولید شده است. به‌منظور کنترل حرکت بازوی محرک و میزان گشتاور تولید شده، می‌توان

راستای نیرو در کابل را با هدایت نقطه اعمال نیرو در راستای افقی، عمودی یا در مسیر دورانی، تنظیم نمود. از میان مسیرهای مختلف موردنظر برای هدایت راستای اعمال نیرو در کابل، مسیر دورانی حول مرکز دوران بازوی محرک، انتخاب شده است. با انتخاب این مسیر، می‌توان در یک فضای کاری محدود تغییرات گشتاور را کنترل کرد، همچنین امکان کنترل حرکت بازوی محرک به ازاء دوران 360° درجه حول مفصل فراهم می‌شود. ضمن آنکه با حذف پارامترهای غیرخطی امکان کنترل سختی مکانیکی نیز در کل بازه حرکت فراهم می‌شود [۴۹]. ویژگی‌های بیان شده برای مسیر انتخابی، در بخش‌های پیش‌رو با استناد به معادلات حاکم بر مکانیزم، مورد بررسی قرار خواهد گرفت.



شکل (۱-۴) مسیر دورانی برای هدایت راستای اعمال نیروی کششی در کابل به منظور کنترل گشتاور بازوی محرک

می‌توان با عبور دادن کابل از پولی تعبیه شده روی یک دیسک که حول محور دوران لینک چرخش آزاد دارد، حرکت دورانی مورد نیاز برای هدایت راستای نیرو را ایجاد نمود. از مکانیزم محرک کابلی معرفی شده در این پژوهش می‌توان برای کنترل حرکت چند مفصل به صورت مستقل از هم و تنها با استفاده از یک منبع نیرو استفاده کرد.



شکل (۲-۴) وضعیت عملکرد مکانیزم کابلی برای سیستم n مفصلی

با فرض حرکت دست به صورت خم شدن و باز شدن، دینامیک بازوی رباتیک با معادله کلی ذیل قابل توصیف است:

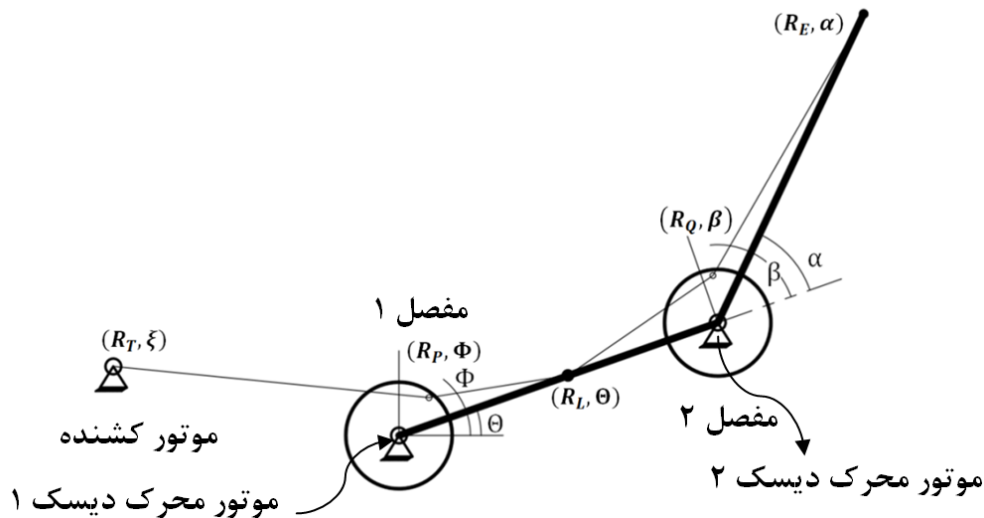
$$\tau_T = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) \quad (۱-۴)$$

که $M(\theta)$ ، $C(\theta, \dot{\theta})$ و $G(\theta)$ ترم‌های اینرسی و میرایی غیرخطی و جاذبه هستند. در محاسبه این پارامترهای تاثیر بازوی کاربر نیز، به عنوان یک جرم خارجی در نظر گرفته شده است. τ_T گشتاور محرک بازوی رباتیک است. به منظور بررسی عملکرد مکانیزم چند مفصلی، معادلات حاکم بر یک سیستم دو مفصلی در ادامه ارائه شده است.

۳-۴ - تحلیل سختی مکانیزم

در زمینه ربات‌های توانبخشی معرفی مکانیزم‌هایی که علاوه بر ایجاد یک ارتباط ایمن قادر به شبیه‌سازی رفتار اعضای بدن نیز باشند بسیار حائز اهمیت است. مشابهت عملکرد دستگاه‌های توانبخشی با عضو طبیعی بدن موجب سرعت بخشیدن به فرآیند توانبخشی و بهبود عملکرد عضلات ناتوان می‌گردد [۵۰]. همانطور که پیشتر اشاره شد دستگاه توانبخشی دو لینکی مورد نظر دارای مکانیزم محرک کابلی است. از جمله مزایای این مکانیزم امکان ایجاد سختی متغیر است، بنابراین می‌توان سختی مکانیزم را طوری کنترل نمود که تغییراتی مشابه با سختی دست انسان داشته باشد. در ادامه معادلات مربوط به

محاسبه سختی ارائه شده است. مکانیزم دو مفصلی موردنظر با محرک کابلی به صورت شماتیک در شکل (۳-۴) نشان داده شده است.



شکل (۳-۴) قسمت های اصلی تشکیل دهنده سیستم محرک مکانیزم دو مفصلی دارای محرک کابلی

با فرض ثابت بودن کشش کابل انرژی سیستم برابر است با

$$E = \int T dx \quad (۲-۴)$$

که در آن T کشش کابل و dx میزان تغییر طول کابل در هر لحظه است. مطابق شکل (۳-۴) با توجه به مسیر عبور کابل، تغییر طول کابل در هر لحظه برابر است با، تفاضل طول کابل عبوری از نقاط T (موتور کشنده)، P (پولی دیسک ۱)، L (نقطه میانی لینک رابط دو دیسک)، Q (پولی دیسک ۲) و E (نقطه انتهایی بازوی نهایی) از حداقل طول کابل، بنابراین:

$$dx = L_{PT}(\Phi) + L_{LP}(\Phi, \Theta) + L_{QL}(\beta) + L_{EQ}(\beta, \alpha) - l_0 \quad (۳-۴)$$

که در آن l_0 حداقل طول کابل می باشد که در آن وضعیت سیستم در کمینه انرژی خود قرار خواهد داشت. با توجه به قانون کسینوس ها داریم:

$$L_{PT}(\Phi)^2 = R_P^2 + R_T^2 - 2R_P R_T \cos(\xi - \Phi) \quad (۴-۴)$$

$$L_{LP}(\Phi, \Theta)^2 = R_L^2 + R_P^2 - 2R_LR_P \cos(\Phi - \Theta) \quad (۵-۴)$$

$$L_{QL}(\beta)^2 = R_Q^2 + R_L^2 - 2R_QR_L \cos(\pi - \beta) \quad (۶-۴)$$

$$L_{EQ}(\beta, \alpha)^2 = R_E^2 + R_Q^2 - 2R_ER_Q \cos(\beta - \alpha) \quad (۷-۴)$$

طبق رابطه (۸-۴)، انرژی سیستم را علاوه بر تغییرات طول کابل می‌توان بر حسب گشتاور و دوران مفصل بیان کرد.

$$E = \int T dx = \int \tau d\Theta \quad (۸-۴)$$

در حالتی که دو مفصل وجود داشته باشد داریم:

$$T dx = \tau_1 d\Theta + \tau_2 d\alpha \quad (۹-۴)$$

بنابراین گشتاور هریک از مفاصل با محاسبه مشتق جزئی انرژی سیستم نسبت به Θ و α محاسبه می‌گردد.

$$\tau_1 = \frac{\partial E}{\partial \Theta} = T \frac{\partial x}{\partial \Theta} \quad (۱۰-۴)$$

$$\tau_2 = \frac{\partial E}{\partial \alpha} = T \frac{\partial x}{\partial \alpha} \quad (۱۱-۴)$$

در نتیجه گشتاور محرک در هریک از مفاصل بر حسب نیرو و پارامترهای هندسی مربوط به موقعیت قرارگیری مفصل، به صورت زیر محاسبه می‌شود.

$$\tau_1 = T \frac{R_LR_P}{L_{LP}} \sin(\Phi - \Theta) \quad (۱۲-۴)$$

$$\tau_2 = T \frac{R_ER_Q}{L_{EQ}} \sin(\beta - \alpha) \quad (۱۳-۴)$$

طبق رابطه (۱۴-۴) محاسبه سختی نیز با مشتق‌گیری از گشتاور پیچشی نسبت به زاویه دوران بازو، (θ) ، انجام می‌شود

$$k_T = \frac{d\tau_T}{d\theta} = T \frac{d^2x}{d\theta^2} \quad (۱۴-۴)$$

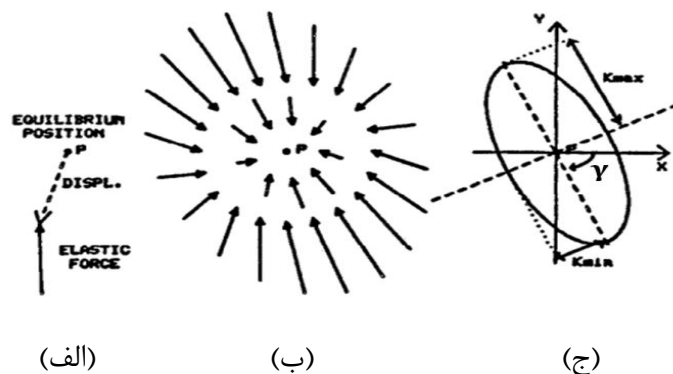
با جایگذاری پارامترهای هندسی مکانیزم در رابطه (۱۴-۴) داریم:

$$k_{\tau_1} = T(R_L \frac{R_P}{L_{LP}(\Phi - \Theta)} \cos(\Phi - \Theta) - R_L^2 \frac{R_P^2}{L_{LP}(\Phi - \Theta)^3} \sin^2(\Phi - \Theta)) \quad (۱۵-۴)$$

$$k_{\tau_2} = T(R_E \frac{R_Q}{L_{QE}(\beta - \alpha)} \cos(\beta - \alpha) - R_E^2 \frac{R_Q^2}{L_{QE}(\beta - \alpha)^3} \sin^2(\beta - \alpha)) \quad (۱۶-۴)$$

بنابراین با تنظیم میزان کشش کابل یا زاویه قرارگیری دیسک راهنما نسبت به میله در هریک از مفاصل، می‌توان مقادیر سختی و گشتاور را به صورت مستقل از هم کنترل نمود.

بر اساس روابط حاصل می‌توان تغییرات سختی این مکانیزم را با تغییرات سختی دست انسان مقایسه کرد. معیار مورد استناد به منظور مقایسه سختی مکانیزم، بیضی سختی مربوط به دست انسان، محاسبه شده در حالت ایستا^۱ و حرکت^۲ می‌باشد. بیضی-های سختی دست با انجام یک سری آزمایش بدست می‌آید. در این آزمایشات میزان نیروی لازم برای انحراف دست به اندازه واحد طول از محل قرارگیری (سختی ایستا) یا از مسیری که در حال پیمون آن است (سختی حرکت)، اندازه‌گیری می‌شود [۵۱]. در نهایت مطابق شکل (۴-۴) بر اساس مقدار نیروهای لازم برای انحراف در راستای مختلف در هر نقطه از مسیر، بیضی‌های سختی بدست می‌آیند.



شکل (۴-۴) نمایش بیضی سختی دست. در شکل (ج) K_{min} و K_{max} به ترتیب نشان‌دهنده قطر بزرگ و قطر کوچک بیضی سختی می‌باشد. γ زاویه بین قطر بزرگ بیضی سختی و محور افقی ثابت x است که نشان‌دهنده جهت بیضی سختی است [۵۲].

¹ posture

² movement

همانطور که در شکل (۴-۴) الف مشاهده می‌شود، زمانی که دست از موقعیت قرارگیری خود منحرف شود، عکس‌العمل دست به صورت نیروی بازگشتی الاستیک خواهد بود. این نیرو الزاما هم راستا با مسیر جابجایی اعمال شده نمی‌باشد. از این رو می‌توان جابجایی‌های در راستای مختلف با دامنه‌های متفاوت اعمال نمود و نیروی عکس‌العمل دست مربوط به هریک را مطابق شکل (۴-۴) ب رسم نمود. در نهایت بیضی سختی بر اساس میزان نیروی لازم برای جابجایی به ازاء واحد طول در راستاهای مختلف محاسبه شده و به صورت یک بیضی برای موقعیتی که دست در آن قرار دارد رسم می‌شود [۵۲].

قطر بزرگ و قطر کوچک بیضی‌های سختی، معادل مقادیر منفرد ماتریس سختی نقطه اثر نهایی دست می‌باشد. بنابراین پارامترهای تاثیرگذار بر مقدار سختی نقطه‌اثر نهایی در مکانیزم موردنظر می‌بایست طوری تعیین شوند که مقادیر منفرد حاصل از ماتریس سختی، با قطرهای کوچک و بزرگ بیضی سختی مربوط به دست انسان برابر باشد. برای این منظور معادلات مربوط به سختی مکانیزم تعیین شده و بر اساس آنها ماتریس سختی را محاسبه می‌نماییم. روند محاسبه مقادیر منفرد ماتریس سختی بر اساس پارامترهای تنظیم شونده در مکانیزم به صورت زیر است:

- ابتدا مقادیر مربوط به نیروی کشش کابل و زاویه بازوی محرک اول و دیسک راهنمای اول و بازوی محرک دوم و دیسک راهنمای دوم (Φ , Θ , T , α و β) را به صورت متغیر در نظر می‌گیریم.

- براساس ویژگی‌های هندسی مکانیزم و ابعاد بازوهای محرک، مقدار سختی هریک از مفاصل را تعیین می‌کنیم.

- ماتریس سختی مفاصل را تشکیل می‌دهیم.

$$-\frac{\partial \tau}{\partial q} = R = \begin{bmatrix} R_s & 0 \\ 0 & R_e \end{bmatrix} \quad (۱۷-۴)$$

که در آن R_s سختی مفصل شانه و معادل با k_{τ_1} در این مکانیزم و R_e نشان‌دهنده

سختی مفصل آرنج و معادل با k_{τ_2} در مکانیزم مورد بررسی است.

- به کمک ماتریس ژاکوبین رابطه (۱۸-۴)، ماتریس سختی را از فضای مفصلی به

فضای کارتزین مربوط به نقطه اثر نهایی انتقال می‌دهیم و از این طریق به ماتریس

سختی نقطه اثر نهایی مکانیزم (K) دست می‌یابیم.

$$J = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(q_1) - l_2 \sin(q_1 + q_2) & -l_2 \sin(q_1 + q_2) \\ l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) & l_2 \cos(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \quad (۱۸-۴)$$

بنابراین خواهیم داشت:

$$K = (J^T)^{-1}(R)J^{-1} \quad (۱۹-۴)$$

- مقادیر منفرد مربوط به ماتریس سختی نقطه اثر نهایی حاصل در مرحله قبل را

محاسبه می‌نماییم.

با انجام مراحل فوق به یک رابطه مستقیم مابین پارامترهای قابل تنظیم مکانیزم و

مقادیر منفرد مربوط به ماتریس سختی نقطه اثر نهایی که همان قطرهای بزرگ و کوچک

بیضی‌های سختی هستند می‌رسیم. بنابراین می‌توان پارامترهای کنترلی را طور تنظیم

نمود که ابعاد بیضی سختی حاصل از مکانیزم با ابعاد بیضی مربوط به دست انسان برابر

شود. پیاده‌سازی الگوریتم فوق در نرم‌افزار متلب صورت گرفته است. به‌منظور کنترل

تغییرات سختی در مکانیزم مورد بررسی با توجه به اینکه نیروی کشش کابل ثابت در نظر

گرفته شده است، میزان زاویه دیسک راهنمای مفصل اول و دیسک راهنمای مفصل دوم را

به عنوان پارامتر کنترلی تنظیم می‌نماییم.

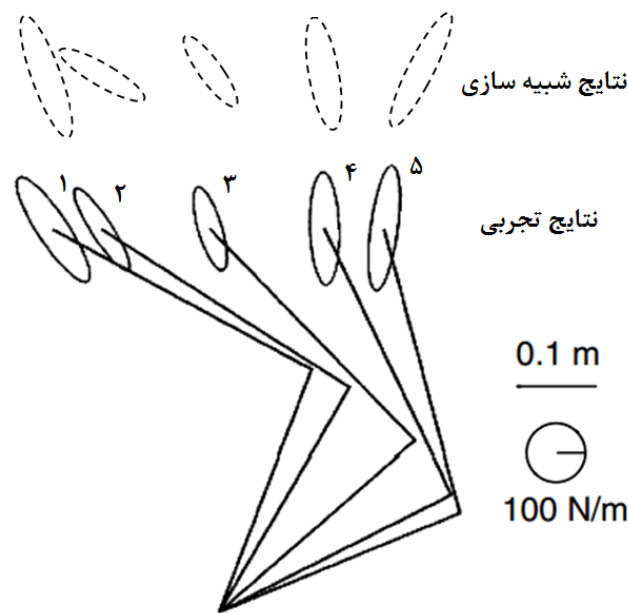
برای محاسبه مقادیر منفرد ماتریس سختی در نرم افزار متلب از دستور fsolve استفاده می کنیم. برای این منظور مقادیر مربوط به قطر بزرگ و کوچک بیضی سختی دست انسان را به عنوان ورودی در نظر می گیریم و زوایای (Φ و β) را طوری تنظیم می کنیم که مقادیر منفرد حاصل از ماتریس K به مقادیر مطلوب برسد. برای بررسی عملکرد مکانیزم، ۵ وضعیت مشخص که بیضی های سختی دست انسان در آنها در [۵۲] بدست آمده است را استفاده می نماییم. نتایج حاصل در جدول (۱-۴) ارائه شده است.

جدول (۱-۴) تغییرات سختی دست انسان در حالت ایستایی و پارامترهای مربوط به مکانیزم برای شبیه سازی رفتار دست انسان

سختی (ایستایی)						
شماره	شعاع بزرگ (N/m)	شعاع کوچک (N/m)	زاویه (درجه)	زاویه دیسک راهنمای مفصل اول (Φ) - رادیان*	زاویه دیسک راهنمای مفصل دوم (β) - رادیان*	زاویه دوران بیضی سختی (γ)
۱	۲۱۶	۵۰	۱۲۴	-۱,۴۰۹	۰,۸۰۷۹	-۱,۲۲۶۳ (-۷۰,۲۶)
۲	۱۶۴	۳۳	۱۲۲	۰,۵۲۶۶	-۰,۲۲۶۸	-۰,۵۳۰۶ (-۳۰,۴۰۱)
۳	۱۴۸	۴۰	۱۱۰	۰,۱۴۳۲	-۰,۱۳۶۸	-۰,۹۴۸۱ (-۵۴,۳۲۵۲)
۴	۲۰۰	۴۸	۹۳	۰,۰۷۱۴	-۰,۳۴۴۷	-۱,۲۹۳۹ (-۷۴,۱۳۶۷)
۵	۲۳۲	۴۸	۸۳	۰,۰۴۲۹	-۰,۴۷۸۷	۱,۰۸۹۲ (۶۲,۹۲۴۶)

* مقادیر فوق به ازاء نیروی ۱۰۰ نیوتن و مقادیر اولیه ۰,۱ برای زوایای Φ و β بدست آمده است.

در شکل (۴-۴) بیضی های سختی حاصل از شبیه سازی و بیضی های سختی دست انسان در ۵ حالت ایستایی مختلف و وضعیت قرارگیری دست نشان داده شده است.

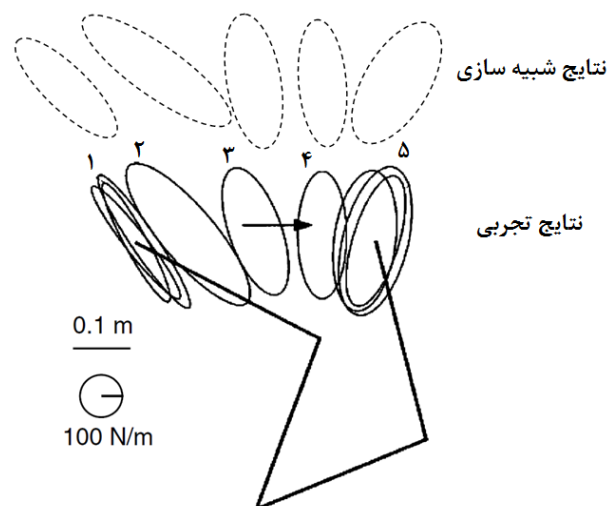


شکل (۵-۴) مقایسه تغییرات سختی حاصل از شبیه سازی با عملکرد دست انسان در حالت ایستایی
 نتایج حاصل برای شبیه سازی تغییرات سختی دست در حالت حرکت به همراه موقعیت
 زاویه ای مفاصل شانه و آرنج در شکل (۶-۴) نشان داده شده است و نتایج عددی در
 جدول (۲-۴) ارائه شده است.

جدول (۲-۴) تغییرات سختی دست انسان در حالت حرکت و پارامترهای مربوط به مکانیزم برای شبیه
 سازی رفتار دست انسان

سختی (متحرک)						
شماره	شعاع بزرگ (N/m)	شعاع کوچک (N/m)	زاویه (درجه)	زاویه دیسک راهنمای مفصل اول (Φ) - رادیان*	زاویه دیسک راهنمای مفصل دوم (β) - رادیان*	زاویه دوران بیضی سختی (γ)
۱	۳۱۵	۷۸	۱۱۸	-۱,۳۲	۰,۹۱	-۰,۷۷۷۹ (-۴۴,۵۷)
۲	۴۳۳	۱۳۳	۱۳۰	۰,۷۱۳	-۰,۳۳	-۰,۶۲۱۶ (-۳۵,۶۲)
۳	۳۲۱	۱۱۹	۱۱۱	۰,۱۵۴	-۰,۱۶۸	-۱,۳۵۷ (-۷۸,۸۲)
۴	۳۰۲	۱۲۱	۹۰	۰,۱۰۱	-۰,۷۵۳	-۱,۴۳۵ (-۸۵,۲۳)
۵	۳۲۱	۱۱۲	۷۲	۰,۱۵۱	-۰,۱۶۳	۱,۰۴۹ (۶۰,۱۳)

*مقادیر فوق به ازاء نیروی ۱۰۰ نیوتن و مقادیر اولیه ۰,۱ برای زوایای Φ و β بدست آمده است.



شکل (۶-۴) مقایسه تغییرات سختی حاصل از شبیه سازی با عملکرد دست انسان در حالت حرکت

همانطور که در شکل (۶-۴) مشاهده می شود اگرچه ابعاد بیضی سختی مکانیزم با بیضی سختی دست انسان مشابهت دارد اما جهت بیضی در برخی موارد اختلاف زیادی با مقدار مطلوب پیدا کرده است. علت این امر عدم کنترل مستقیم جهت بیضی های سختی است، زیرا با توجه به فرض ثابت بودن نیروی کشش کابل، تنها دو پارامتر (زاویه دیسک راهنمای اول و زاویه دیسک راهنمای دوم) به عنوان پارامترهای کنترلی در اختیار بود که به کمک آنها قطرهای بزرگ و کوچک بیضی تنظیم گردید و در نتیجه متغیر دیگری در اختیار نیست تا برای کنترل جهت بیضی مورد استفاده قرار گیرد.

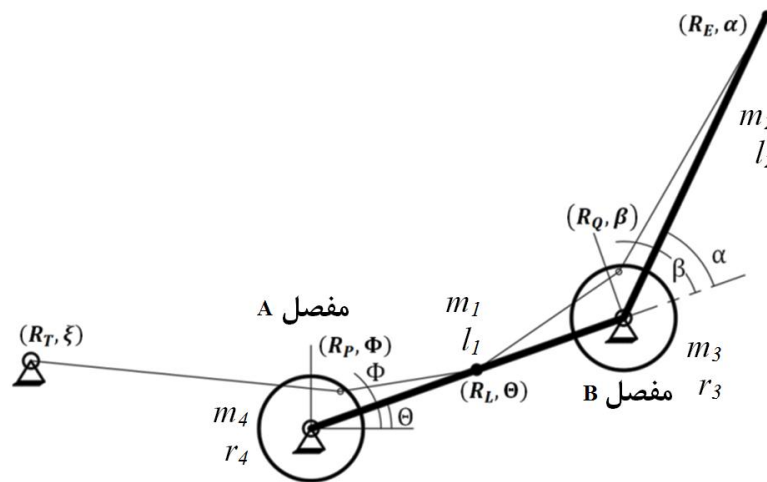
۴-۴- تحلیل دینامیک مکانیزم

معادله دینامیک حاکم بر سیستم به صورت زیر تعریف می شود.

$$D(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = J^T T = \tau \quad (۴-۲۰)$$

برای محاسبه دینامیک سیستم از روش لاگرانژ استفاده می نمایم [۵۳]. برای این منظور ابتدا انرژی جنبشی و پتانسیل گرانشی سیستم دولینکی معرفی شده را محاسبه می کنیم.

$$L = T_{tot} - V_{tot} \quad (۴-۲۱)$$



شکل (۷-۴) نمایش شماتیک به همراه پارامترهای هندسی مربوط به مکانیزم دو مفصلی

گشتاور مکانیزم با حل معادله لاگرانژ طبق رابطه (۲۲-۴) محاسبه می شود [۵۴].

$$\tau = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} \quad (۲۲-۴)$$

در رابطه فوق q نشان دهنده متغیرهای سیستم است که در مکانیزم مورد نظر شامل زاویه

دوران لینک اول (θ) و زاویه دوران لینک دوم (α) است. با محاسبه مشتق در معادله

لاگرانژ بر حسب هریک از متغیرهای سیستم، در نهایت درآیه های ماتریس D در رابطه

(۲۰-۴) به صورت زیر بدست خواهد آمد.

$$\begin{aligned} D(1,1) &= m_1 l_1^2 + 4m_3 l_1^2 + 4m_2 l_1^2 + I_{c1} + I_2 + I_3 \\ D(1,2) &= 2m_2 l_1 l_2 \sin(\theta) \sin(\alpha) + 2m_2 l_1 l_2 \cos(\theta) \cos(\alpha) \\ D(2,1) &= 2m_2 l_1 l_2 \sin(\theta) \sin(\alpha) + 2m_2 l_1 l_2 \cos(\theta) \cos(\alpha) \\ D(2,2) &= 2m_2 l_2^2 + I_{c2} \end{aligned} \quad (۲۳-۴)$$

با فرض ناچیز بودن تاثیر اصطکاک برای ماتریس C در رابطه (۲۰-۴) خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} C(1,1) &= 0 \\ C(1,2) &= 2m_2 l_1 l_2 \dot{\alpha} \sin(\theta) \cos(\alpha) - 2m_2 l_1 l_2 \dot{\alpha} \cos(\theta) \sin(\alpha) \\ C(2,1) &= 2m_2 l_1 l_2 \dot{\theta} \sin(\alpha) \cos(\theta) - 2m_2 l_1 l_2 \dot{\theta} \cos(\alpha) \sin(\theta) \\ C(2,2) &= 0 \end{aligned} \quad (۲۴-۴)$$

9

$$g(q) = \begin{bmatrix} m_1 g l_1 \cos(\theta) + 2m_3 g l_1 \cos(\theta) + 2m_2 g l_1 \cos(\theta) \\ m_2 g l_2 \cos(\alpha) \end{bmatrix} \quad (۲۵-۴)$$

که در آن پارامتر m با اندیس ۱ تا ۴ به ترتیب بیانگر جرم دیسک راهنما در مفصل شماره ۱، جرم بازوی محرک متصل به مفصل ۱، جرم دیسک راهنما و موتور متصل در مفصل ۲ و جرم بازوی محرک در مفصل ۲ می‌باشد. در نهایت معادله دینامیک مکانیزم را به صورت رابطه (۲۶-۴) می‌توان نوشت

$$\tau = \alpha \ddot{q} + \beta(q, \dot{q}) \quad (26-4)$$

در این رابطه q بردار متغیرهای سیستم و α ضریب مشتق دوم متغیرهای سیستم می‌باشد. β نیز تابعی از بردار متغیرهای سیستم و مشتق مرتبه اول آن است.

۴-۵- طراحی مسیر

از آنجا که دستگاه موردنظر با هدف استفاده در زمینه توانبخشی دست طراحی شده است، به منظور کنترل حرکت مکانیزم، یک مسیر در محدوده حرکت دست متناسب با تمرین-های توانبخشی تعیین می‌گردد که دستگاه باید آن را با سرعت و شتاب مشخصی طی نماید [۵۵]. سرعت و شتاب حرکت دستگاه برابر با متوسط سرعت و شتاب حرکت تجهیزات توانبخشی دست و با استناد به برنامه‌های بازتوانی دست که در کلینیک‌های توانبخشی پیاده‌سازی می‌گردد تعیین می‌شود. با تعیین یک مسیر مشخص برای تغییرات α و θ که به عنوان متغیرهای طراحی در نظر گرفته شده است، مقدار گشتاور موتور را طوری تعیین می‌نماییم که مسیر مورد نظر برای تغییرات پارامترهای طراحی ایجاد شود.

قیدهای حرکتی برای زوایای دیسک‌ها عبارتند از:

$$\begin{aligned} \alpha_i &= 0.2 \text{ (rad)} & \theta_i &= 0.35 \text{ (rad)} \\ \alpha_f &= 1.8 \text{ (rad)} & \theta_f &= 1.4 \text{ (rad)} \\ \dot{\alpha}_i &= \dot{\alpha}_f = 0 \text{ (rad/sec)} & \dot{\theta}_i &= \dot{\theta}_f = 0 \text{ (rad/sec)} \\ \ddot{\alpha}_i &= \ddot{\alpha}_f = 0 \text{ (rad/sec}^2\text{)} & \ddot{\theta}_i &= \ddot{\theta}_f = 0 \text{ (rad/sec}^2\text{)} \end{aligned} \quad (27-4)$$

مسیر محاسبه شده برای α به صورت چند جمله‌ای بر حسب زمان بر اساس قیدهای (۲۷-۴) برای موقعیت، سرعت و شتاب حرکت طبق رابطه (۲۸-۴) محاسبه می‌شود.

$$\alpha = 20 + 22.222t^3 - 11.111t^4 + 1.4814t^5 \quad (28-4)$$

و مسیر حاصل برای θ برابر است با:

$$\theta = 10 + 37.037t^3 - 18.518t^4 + 2.469t^5 \quad (29-4)$$

با در نظر گرفتن مسیرهای فوق برای α و θ مقدار گشتاور در مفاصل شانه برابر است با:

$$\begin{aligned} \tau_{\theta} = & (m_1 l_1^2 + 4m_3 l_1^2 + 4m_2 l_1^2 + I_{c1} + I_2 + I_3) \ddot{\theta} \\ & + m_1 g l_1 (1 - \cos(\theta)) \\ & + (2m_2 l_1 l_2 \sin(\theta) \sin(\alpha) + 2m_2 l_1 l_2 \cos(\theta) \cos(\alpha)) \ddot{\alpha} \\ & + (2m_2 l_1 l_2 \dot{\alpha} \sin(\theta) \cos(\alpha) - 2m_2 l_1 l_2 \dot{\alpha} \cos(\theta) \sin(\alpha)) \dot{\alpha} \\ & + m_1 g l_1 \cos(\theta) + 2m_3 g l_1 \cos(\theta) + 2m_2 g l_1 \cos(\theta) \end{aligned} \quad (30-4)$$

و گشتاور آرنج برابر است با:

$$\begin{aligned} \tau_{\alpha} = & (2m_2 l_1 l_2 \sin(\theta) \sin(\alpha) + 2m_2 l_1 l_2 \cos(\theta) \cos(\alpha)) \ddot{\theta} \\ & + (2m_2 l_2 + I_{c2}) \ddot{\alpha} \\ & + (2m_2 l_1 l_2 \dot{\theta} \sin(\alpha) \cos(\theta) - 2m_2 l_1 l_2 \dot{\theta} \cos(\alpha) \sin(\theta)) \dot{\theta} \\ & + m_2 g l_2 \cos(\alpha) \end{aligned} \quad (31-4)$$

۴-۶- کنترل عملکرد مکانیزم در حالت برگشت پذیر و برگشت ناپذیر

بیشتر ربات‌های موجود در بازار از گروه ربات‌های صنعتی هستند. ربات‌های صنعتی به منظور انجام فعالیتی خاص در محیط‌هایی بدون حضور انسان طراحی می‌شوند. فاکتور اصلی در طراحی این ربات‌ها بالا بودن دقت و سرعت انجام کار است [۵۶]. در این گونه ربات‌ها به علت نسبت تبدیل بالای چرخنده‌های استفاده شده در سیستم محرک و اصطکاک بین قطعات، امکان حرکت موتورها تحت تاثیر اعمال نیروی خارجی نمی‌باشد و حرکت تنها از سمت موتور به بازوی محرک انتقال می‌یابد. مکانیزم‌های دارای این

خصوصیت را برگشت‌ناپذیر^۱ می‌نامند. سرعت بالا و وزن زیاد قطعات این ربات‌ها باعث می‌شود تا در صورت برخورد با انسان، صدمات و جراحات زیادی برای فرد ایجاد شود. در طراحی کنترلر این ربات‌ها، هر نیروی خارجی ناخواسته به عنوان اغتشاش محسوب شده و طراحی طوری صورت می‌گیرد که مکانیزم قادر به جبران تمامی اغتشاشات باشد (ادمیتانس کنترل) [۵۶].

برخلاف ربات‌های صنعتی، گروه دیگری از ربات‌ها وجود دارند که در ارتباط مستقیم با انسان هستند. برای طراحی این نوع از ربات‌ها، علاوه بر کیفیت انجام کارهای تعیین شده، نحوه تعامل با محیط نیز اهمیت دارد. در این شرایط علاوه بر آنکه موتور محرک، بازوها را حرکت می‌دهد، در صورت اعمال نیرو به نقطه اثر نهایی بازو می‌توان حرکت بازو را به صورت مستقل از موتور تغییر داد. مکانیزم‌های دارای این ویژگی را برگشت‌پذیر^۲ می‌نامند. در نظر گرفتن این ویژگی بدین معنی است که اگر در حین حرکت ربات، اعضای بدن شخص در مسیر آن قرار بگیرد، ربات نیروی اضافی ایجاد شده را تشخیص داده و حرکت را طوری تنظیم می‌نماید که به فرد آسیبی نرسد. در این شرایط حضور فرد در محدوده کاری ربات خطری را برای وی به همراه نخواهد داشت و یک تعامل ایمن بین انسان و ربات ایجاد می‌گردد. از جمله موارد کاربرد این نوع مکانیزم در تجهیزات پزشکی، توانبخشی و اندام مصنوعی رباتیک است، به عنوان مثال، این ویژگی در ربات‌های جراح این امکان را برای جراح فراهم می‌کند تا با حرکت بازوهای ربات بر اساس نیروی مقاومی

^۱ non back drivable

^۲ back drivable

که در بازوهای محرک احساس می‌نماید تشخیص دهد که عملگر ربات در تماس با کدام بافت بدن قرار دارد. در ادامه پارامترهای مربوط به دینامیک و سینماتیک مکانیزم دو مفصلی معرفی شده را در دو حالت برگشت‌پذیر و برگشت‌ناپذیر بررسی خواهیم کرد.

۴-۶-۱- کنترل مکانیزم در حالت برگشت‌ناپذیر

به منظور کنترل عملکرد مکانیزم، طراحی کنترلر بر مبنای روش خطی‌سازی فیدبک انجام شده است. به منظور طراحی کنترل فرضیات زیر مورد استفاده قرار گرفته است:

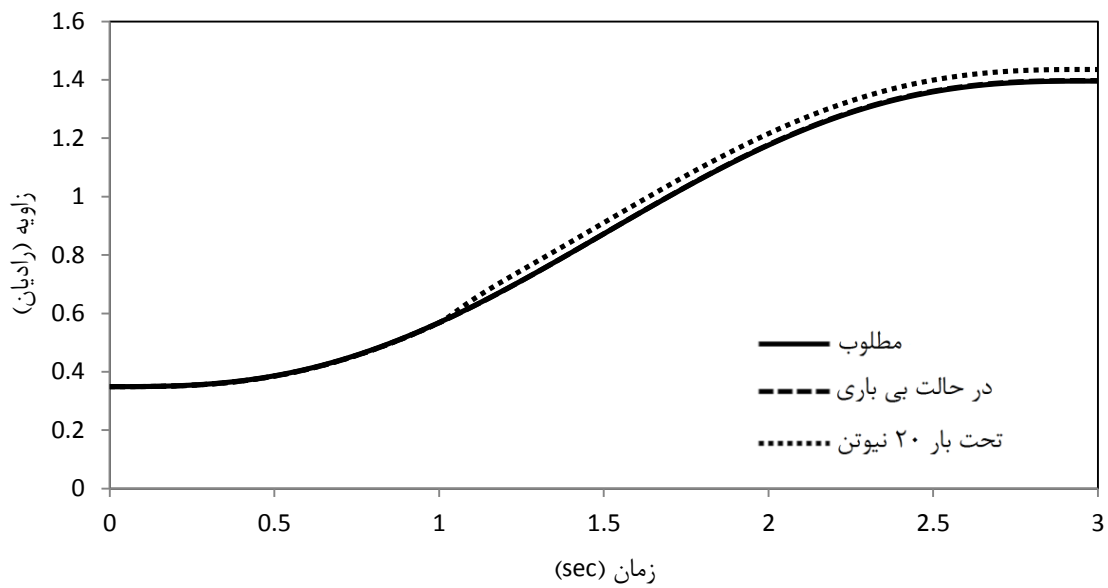
- دینامیک مدل نشده برای طراحی کنترلر وجود ندارد

- از عدم قطعیت‌ها در شبیه‌سازی صرف نظر شده است.

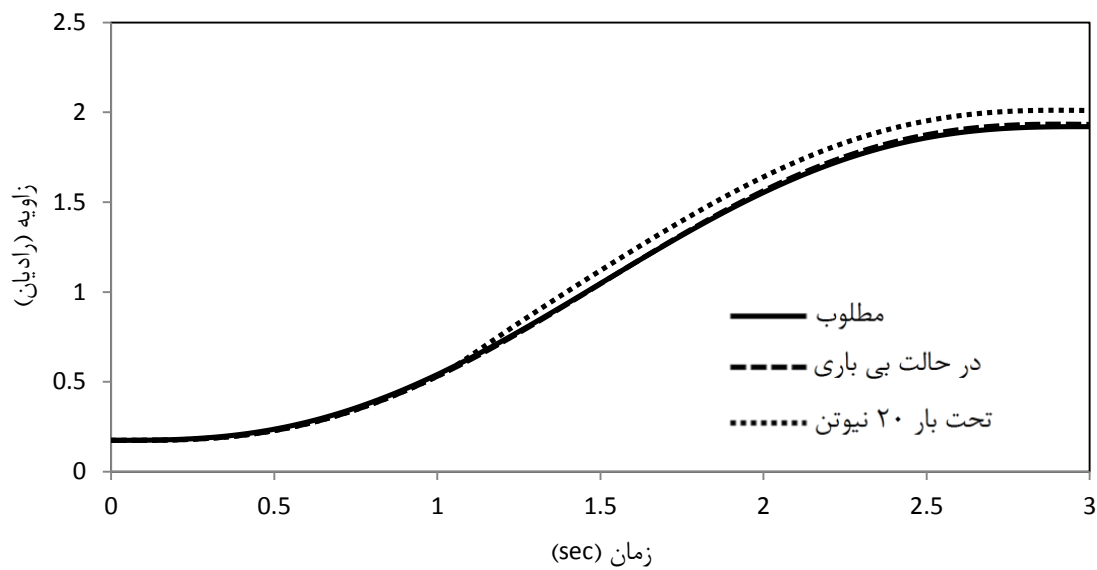
معادله دینامیک سیستم مطابق رابطه (۴-۲۶) در نظر گرفته شده و قانون کنترل با توجه به فرضیات بیان شده به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\tau = \alpha (\ddot{q}_d + K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_p(q_d - q)) + \beta \quad (۴-۳۲)$$

در رابطه فوق q بیانگر بردار متغیرهای سیستم و $\dot{q}$ و $\ddot{q}$ نشان‌دهنده مقادیر مطلوب متغیرهای سیستم است. برای بررسی عملکرد مکانیزم تحت بار خارجی، طی دو مرحله آزمایش، نیروی ۸ نیوتن و ۲۰ نیوتن به صورت تابع پله از ثانیه ۱ تا ۳ در راستای افقی و عمودی به نقطه اثر نهایی مکانیزم اعمال شده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی عملکرد مفاصل برای پیمودن مسیر طراحی شده در نرم‌افزار متلب در شکل (۴-۸) و شکل (۴-۹) و شکل (۴-۱۰) نشان داده شده است.

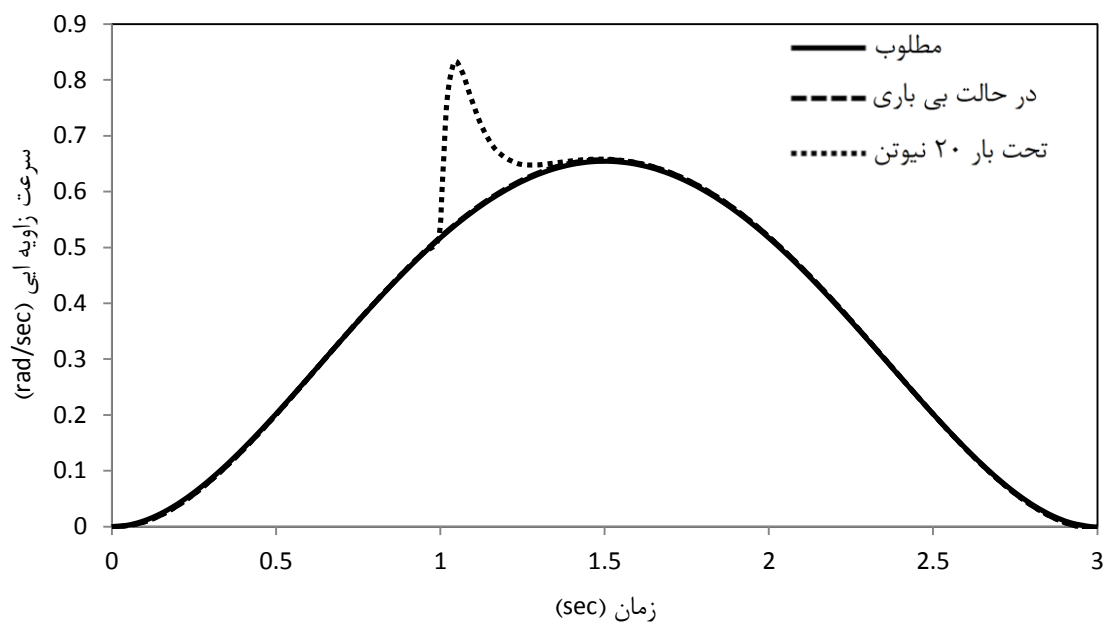


(الف)

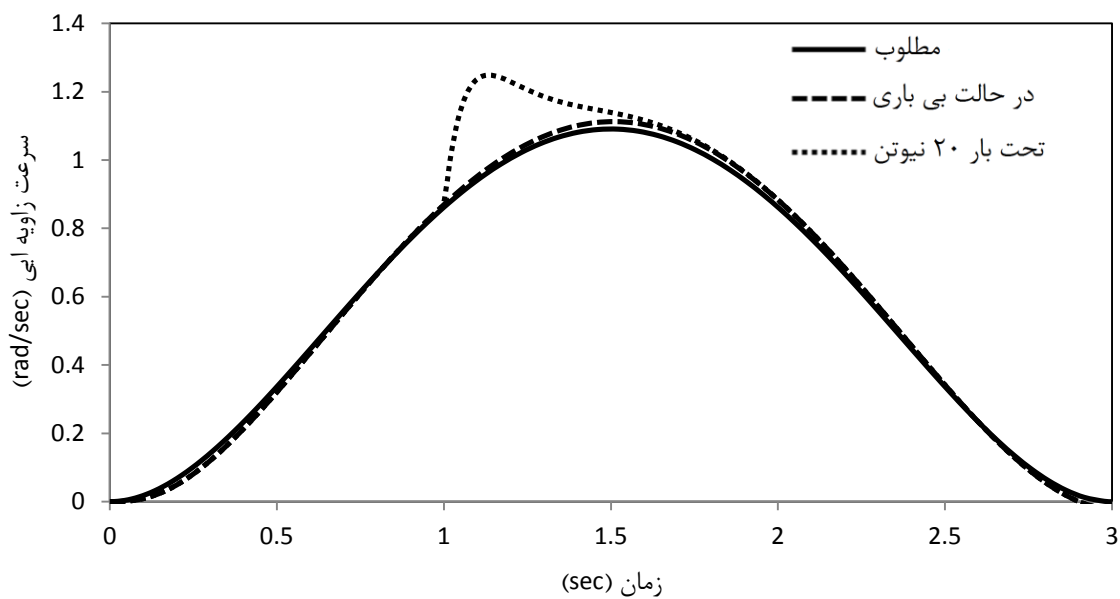


(ب)

شکل (۸-۴) تغییر زاویه الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی 20 (N) و مقایسه با مقادیر مطلوب

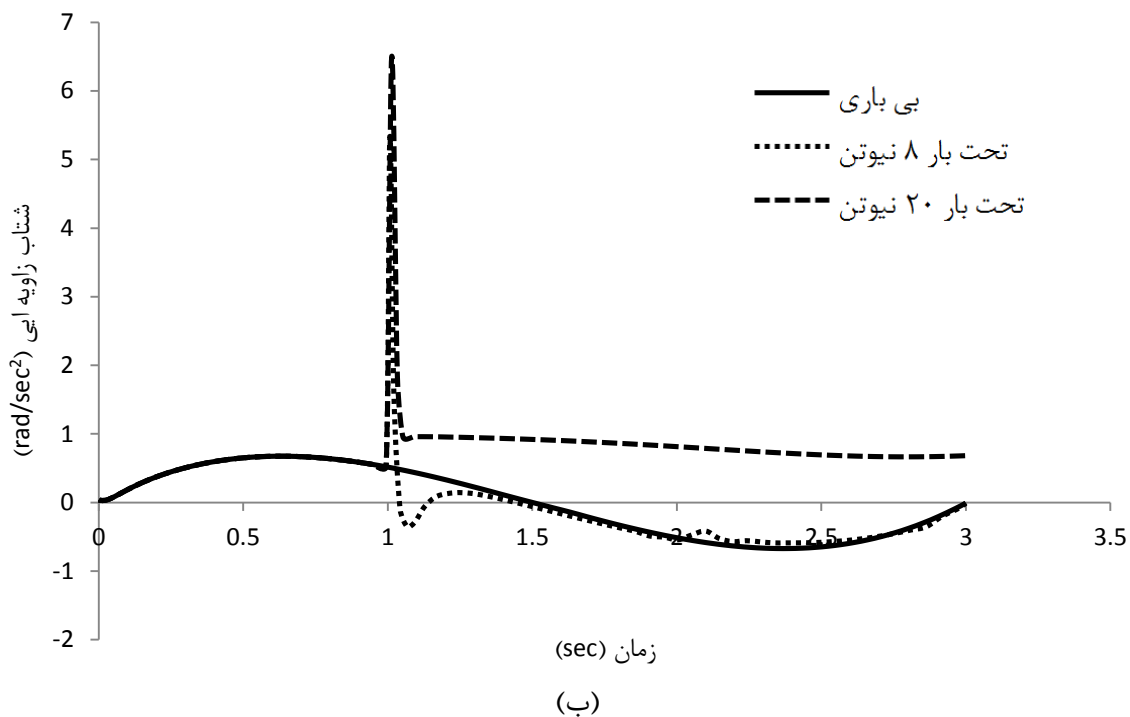
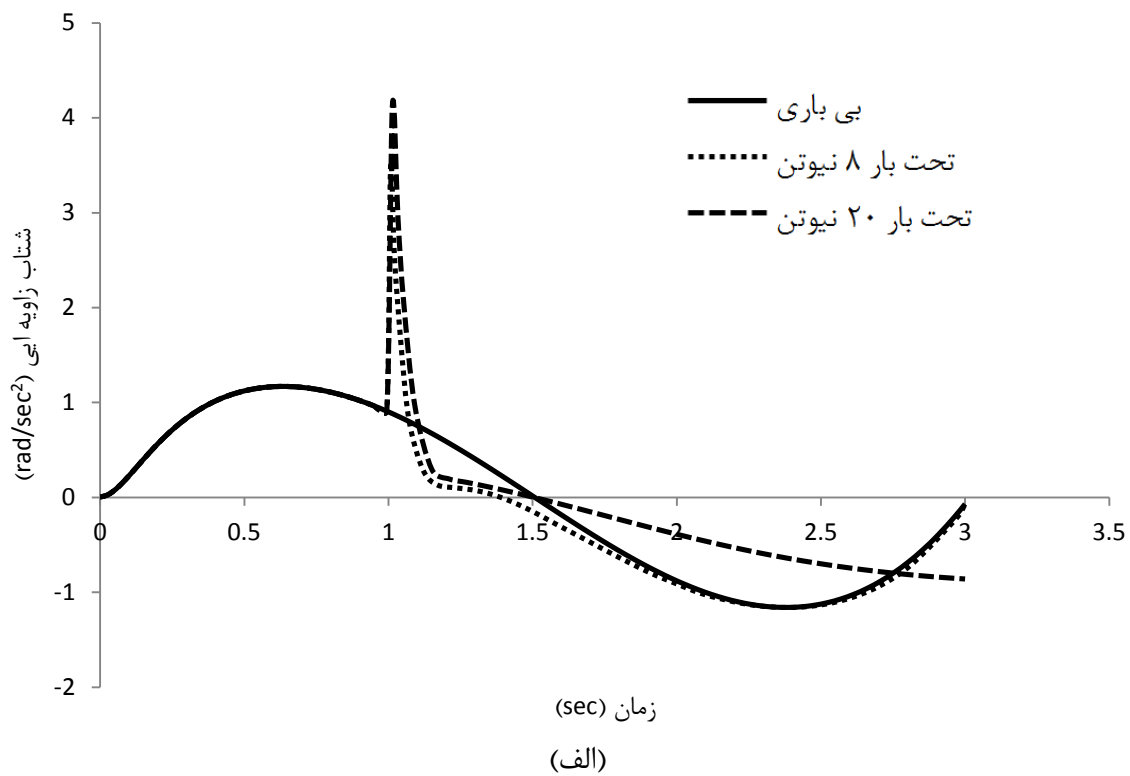


(الف)



(ب)

شکل (۹-۴) تغییر سرعت زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی ۲۰ (N) و مقایسه با مقادیر مطلوب



شکل (۴-۱) تغییر شتاب زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی ۲۰ (N) و مقایسه با مقادیر مطلوب

همانطور که در نمودارهای فوق مشاهده می‌شود، با استفاده از کنترلر مذکور در حالت برگشت‌ناپذیر، مکانیزم به صورت کامل مسیر تعیین شده را با سرعت و شتاب مشخص شده طی می‌نماید. در صورت اعمال نیروی خارجی به صورت اغتشاش، سیستم کنترلی با انحراف کوچک، مکانیزم را به مسیر طراحی شده بازمی‌گرداند.

۴-۶-۲- کنترل مکانیزم در حالت برگشت پذیر

همانطور که اشاره شد، در مکانیزم بازگشت‌پذیر اعمال نیروی خارجی باعث خارج شدن بازوهای محرک از مسیر تعیین شده می‌شود. در حالت برگشت‌پذیر سیستم قادر خواهد بود مقدار مشخصی گشتاور را تولید نماید. بدین صورت که به ازاء اعمال گشتاور خارجی تا یک مقدار معین، مکانیزم همچنان مسیر تعیین شده را طی می‌کند. حداکثر توان محرک موتورهای براساس شرایط سینماتیک حرکت بازوهای محرک تعیین می‌شود. پارامترهای حرکتی هریک از بازوها براساس شرایط حرکتی دستگاه‌های توانبخشی مورد استفاده برای آرنج و شانه تعیین شده است. براین اساس داریم:

$$\begin{aligned}\dot{\alpha}_{\max} &= 2 \text{ (rad/sec)} \\ \ddot{\alpha}_{\max} &= 0.671 \text{ (rad/sec}^2\text{)} \\ \dot{\theta}_{\max} &= 3.14 \text{ (rad/sec)} \\ \ddot{\theta}_{\max} &= 1.2 \text{ (rad/sec}^2\text{)}\end{aligned}\quad (۴-۳۳)$$

براساس نتایج آزمایشگاهی به ازاء $\alpha = 0.34 \text{ (rad)}$ و $\theta = 1.92 \text{ (rad)}$ مقدار گشتاور دست بیشینه مقدار را خواهد داشت. براساس رابطه ارائه شده برای گشتاورهای محرک مکانیزم در بخش قبل، حداکثر گشتاور محرک هریک از موتورهای برابر است با:

$$\tau_{\theta} = 30.5 \text{ (N.m)} \quad (۴-۳۴)$$

$$\tau_{\alpha} = 17.2 (N.m)$$

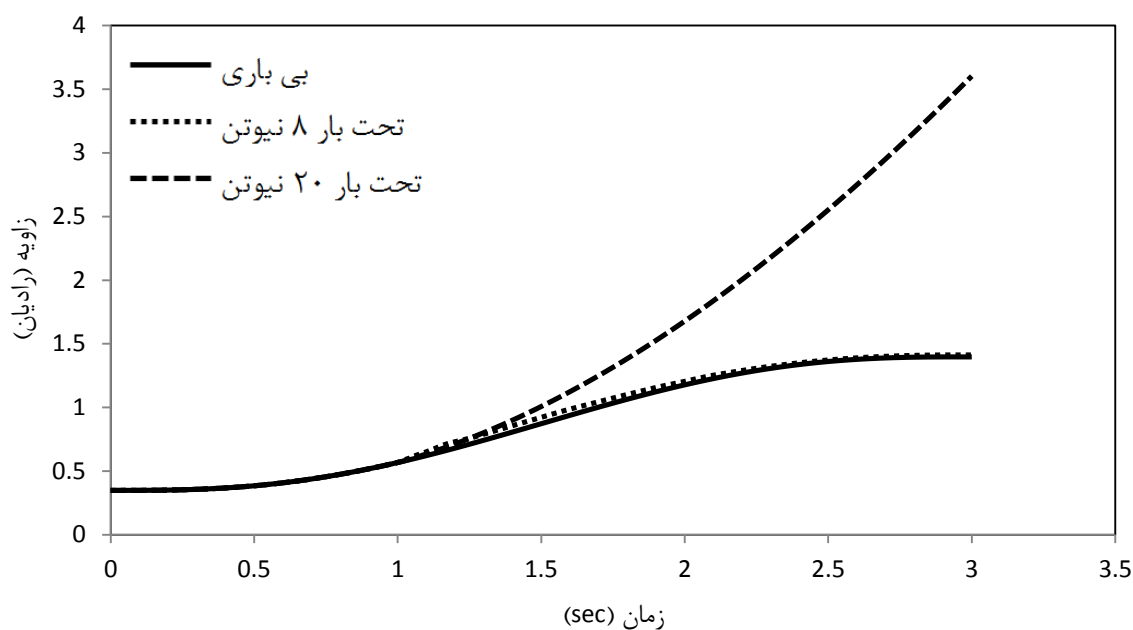
در شبیه‌سازی صورت گرفته با اعمال نیروی خارجی ثابت به مقدار $8(N)$ و به شکل یک تابع پله از ثانیه ۱ تا ثانیه ۳، گشتاور سیستم محرک به حداکثر مقدار طراحی شده رسیده و عکس‌العمل دستگاه در حالت بیشینه بار مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج حاصل در مورد جابجایی زاویه‌ای در هریک از مفاصل در ادامه نشان داده شده است. در صورتی که مقدار گشتاور خارجی بیشتر از حداکثر گشتاور موتور باشد بازوهای محرک دیگر قادر به طی کردن مسیر طراحی شده نخواهند بود و متناسب با گشتاور خارجی اعمالی از مسیر منحرف می‌شوند. به عنوان نمونه در مدل شبیه‌سازی شده، نیروی خارجی 20 نیوتن بر نقطه اثر نهایی بازوهای محرک به صورت یک تابع پله از ثانیه ۱ تا ۳ اعمال شده است.

۴-۶-۲-۱- کنترل به روش خطی سازی فیدبک

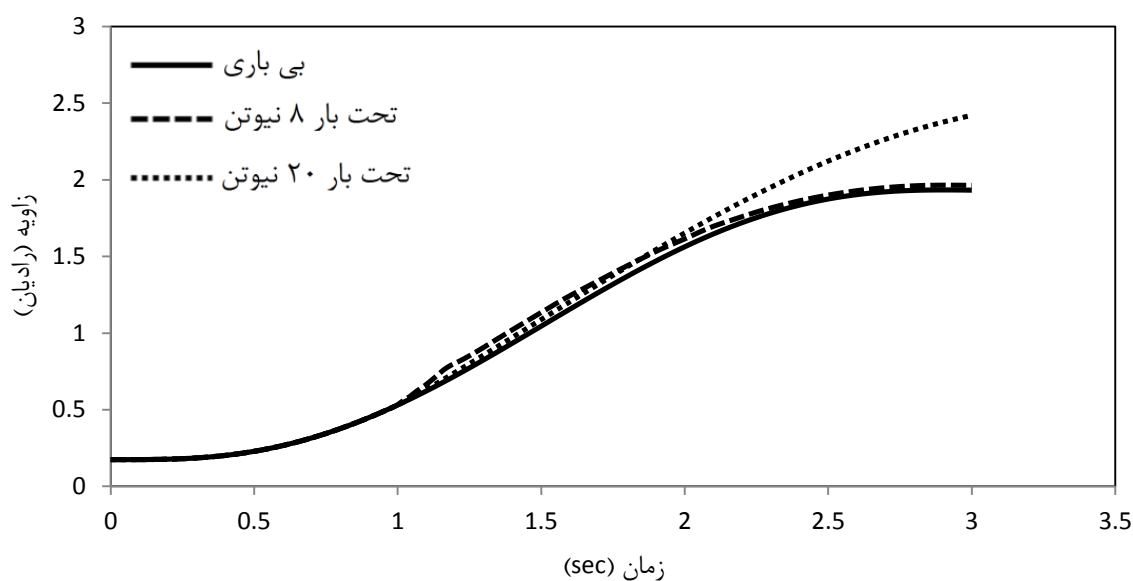
در این قسمت به منظور کنترل عملکرد مکانیزم از روش کنترلی مبتنی بر روش خطی-سازی فیدبک استفاده شده است. به منظور طراحی کنترلر فرضیات زیر مورد استفاده قرار گرفته است:

- دینامیک مدل نشده برای طراحی کنترلر وجود ندارد
- از عدم قطعیت‌ها در شبیه سازی صرف نظر شده است.

معادله دینامیک سیستم مطابق رابطه (۴-۲۶) در نظر گرفته شده و قانون کنترل مورد استفاده نیز مشابه رابطه (۴-۳۲) پیاده‌سازی شده است. نتایج حاصل در شکل (۴-۱۱) و شکل (۴-۱۲) و شکل (۴-۱۳) نشان داده شده است.

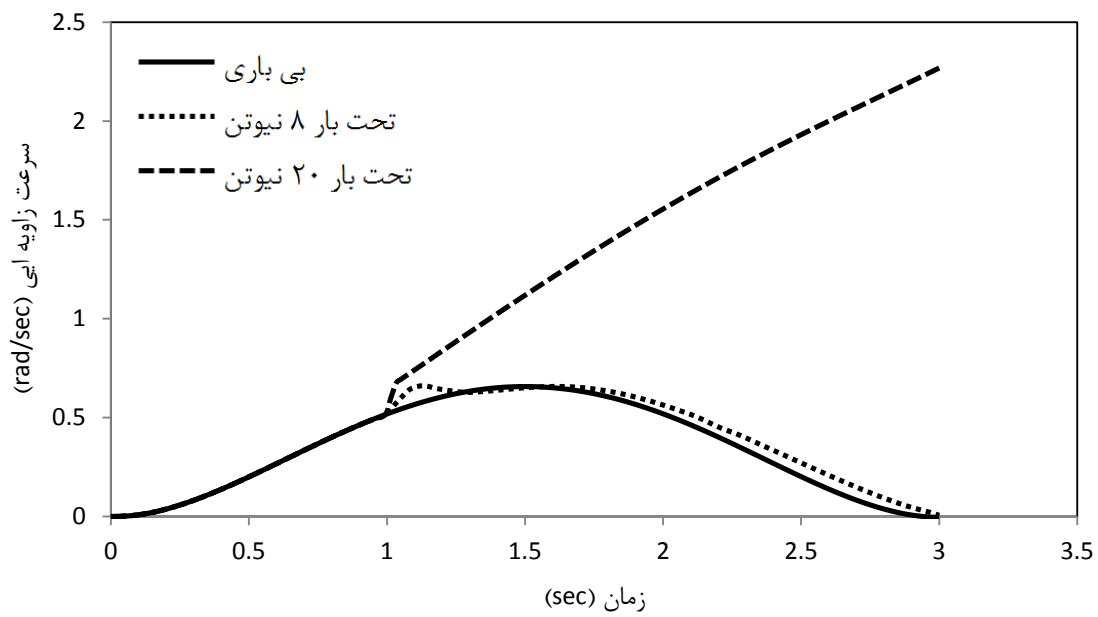


(الف)

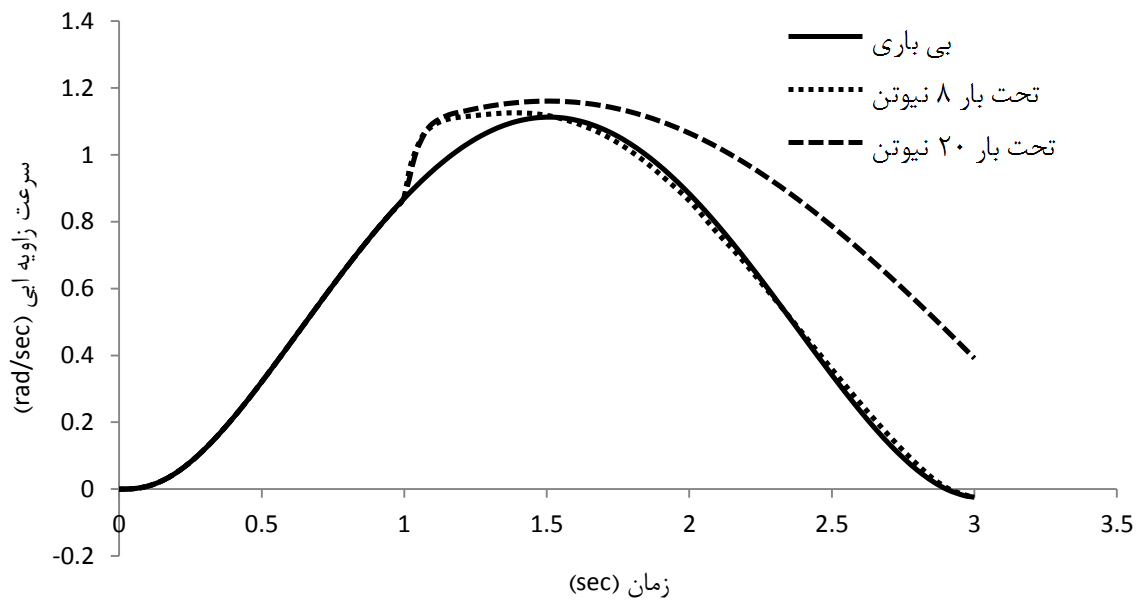


(ب)

شکل (۴-۱۱) تغییر زاویه الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی $20(N)$ و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک

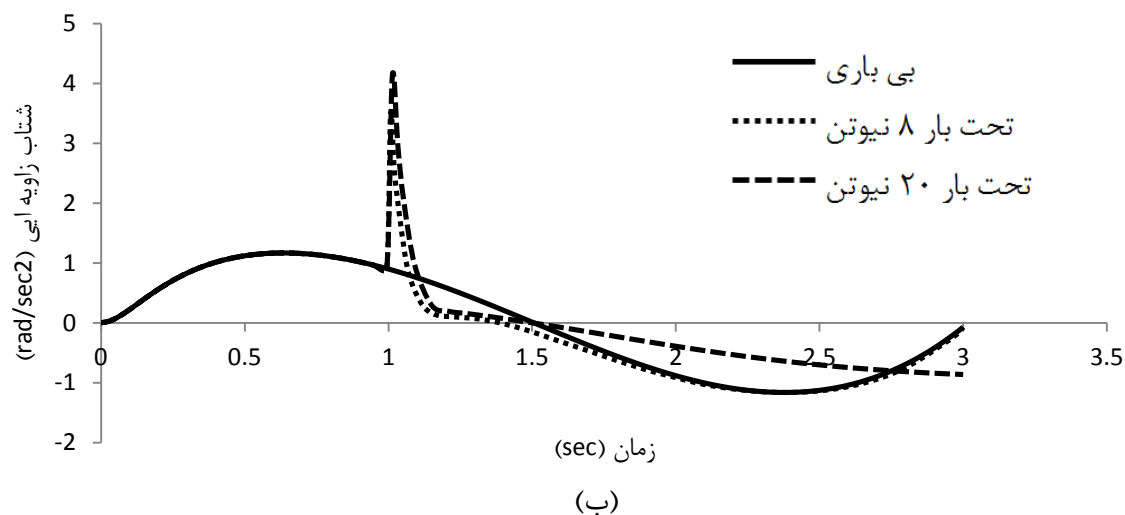
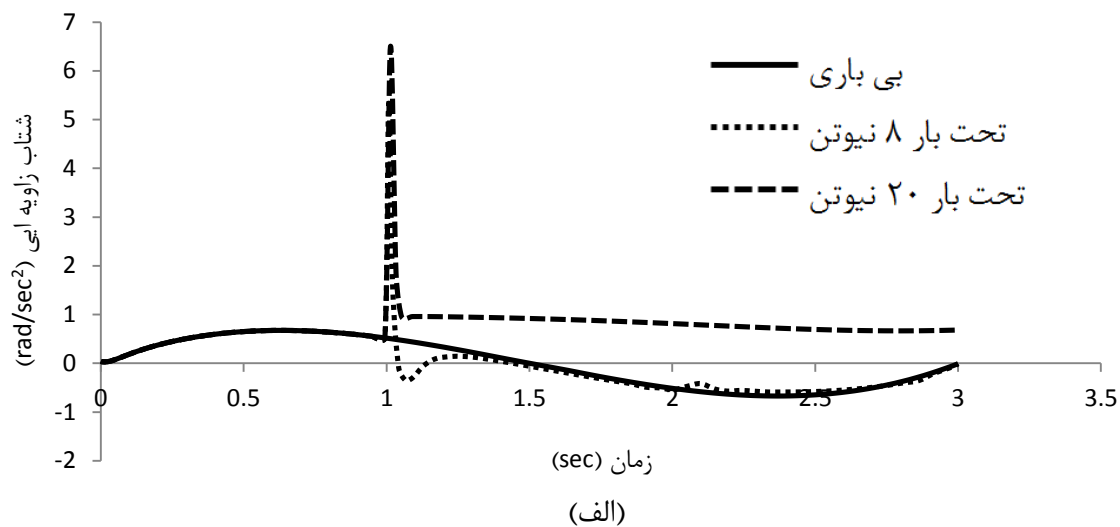


(الف)



(ب)

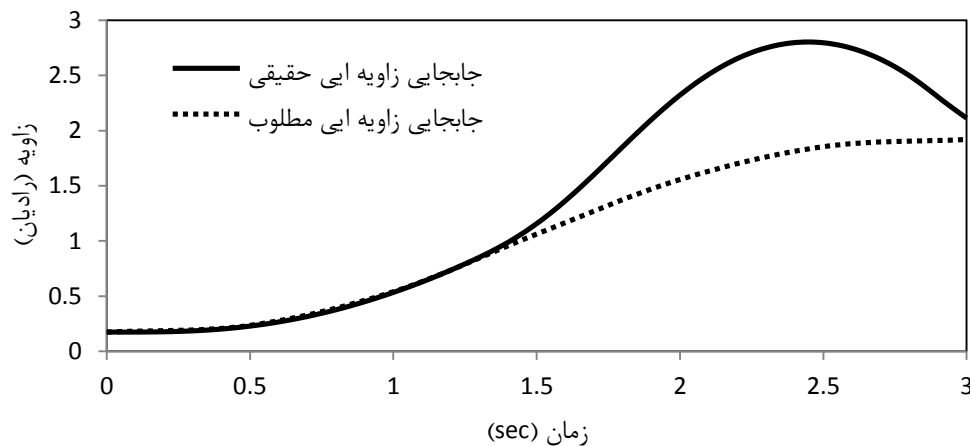
شکل (۴-۱۲) تغییر سرعت زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی (N) ۲۰ و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک



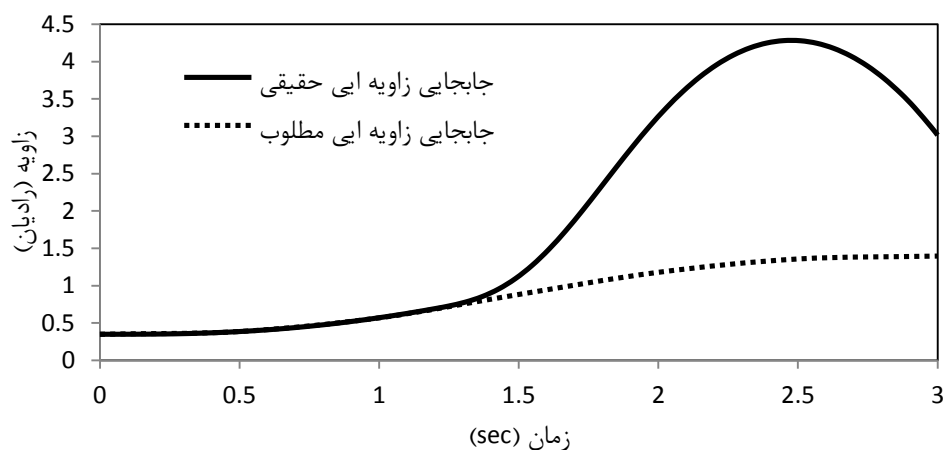
شکل (۴-۱۳) تغییر شتاب زاویه ای الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی باری و به ازاء اعمال نیروی ۲۰ (N) و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی سازی فیدبک

براساس نتایج حاصل با اعمال نیروی ثابت ۸ نیوتن، بازوی محرک مکانیزم همچنان مسیر طراحی شده را تعقیب می نماید ولی در نهایت با اختلافی در حدود ۸ درجه به انتهای مسیر می رسد. در نمودارهای فوق تاثیر بار خارجی با اعمال تابع پله از ثانیه ۱ تا پایان حرکت مورد بررسی قرار گرفته است. در صورت اعمال یک نیروی خارجی به صورت تابع گوسی در حین حرکت تغییرات حاصل به صورت شکل (۴-۱۴) و شکل (۴-۱۵)

خواهد بود. در نمونه شبیه‌سازی شده نیرو به صورت تابع گوسی با دامنه ۲۰ نیوتن در ثانیه ۱,۵ از بازه حرکت به بازوهای محرک اعمال شده است.



شکل (۴-۱۴) نحوه تعقیب مسیر برای θ با اعمال نیرو به صورت تابع گوسی با دامنه ۲۰ نیوتن در ثانیه ۱,۵.



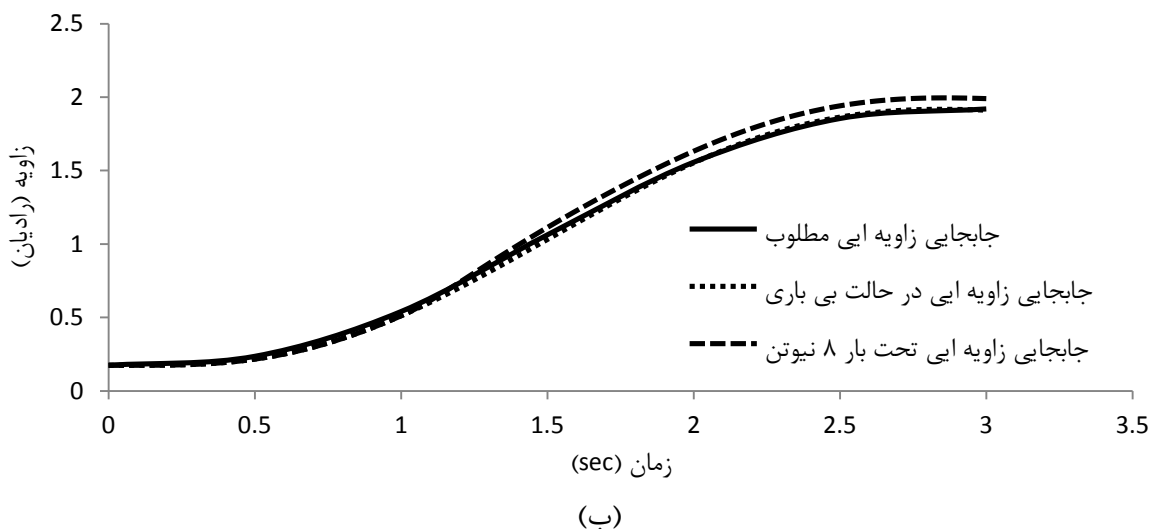
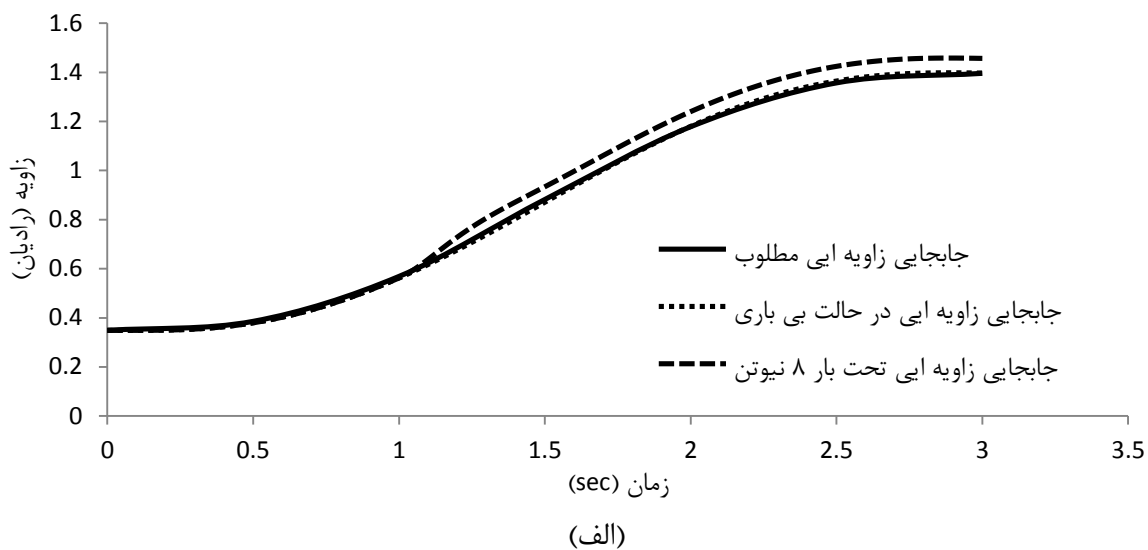
شکل (۴-۱۵) نحوه تعقیب مسیر برای α با اعمال نیرو به صورت تابع گوسی با دامنه ۲۰ نیوتن در ثانیه ۱,۵.

۴-۶-۲- کنترل به روش PD

در این قسمت عملکرد مکانیزم بازگشت‌پذیر را در صورت استفاده از کنترلر PD بررسی می‌نماییم. معادله دینامیک مکانیزم مطابق رابطه (۴-۲۶) در نظر گرفته شده و قانون کنترل براساس تفاضل متغیرهای سیستم و مشتق اول آنها نسبت به مقادیر مطلوب (با زیروند d مشخص شده‌اند) به صورت زیر تعریف می‌گردد.

$$\tau = K_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_p(q_d - q) \quad (۴-۳۵)$$

که در آن K_d و K_p به ترتیب ضرایب تناسبی و مشتقی کنترلر هستند. ابتدا عملکرد سیستم را بدون اعمال نیروی خارجی شبیه‌سازی می‌کنیم و سپس با اعمال نیروی خارجی با دامنه ۸ نیوتن به صورت تابع پله در ثانیه یک از مسیر حرکت، عکس‌العمل مکانیزم مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل (۴-۱۶) تغییر زاویه الف: مفصل A و ب: مفصل B در حالت بی‌باری و به ازاء اعمال نیروی ۲۰(N) و مقایسه با مقادیر مطلوب در حالت اعمال کنترل به روش خطی‌سازی فیدبک

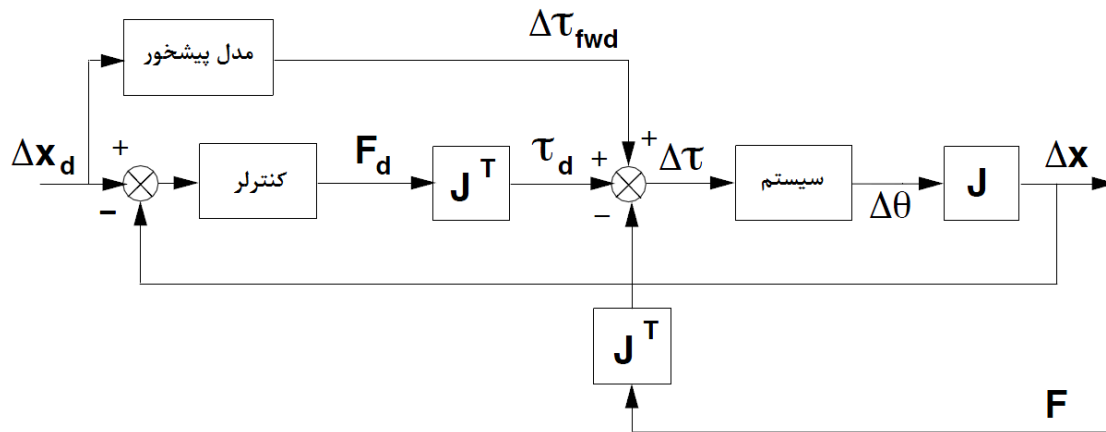
همانطور که مشاهده می‌شود با تنظیم پارامترهای مربوط به کنترلر PD امکان تعقیب مسیر با کیفیت مناسب و با خطای حالت ماندگار محدود امکان پذیر است.

با مقایسه نتایج حاصل از کنترلر PD با نتایج حاصل از کنترلر مبتنی بر خطی‌سازی فیدبک که در بخش قبل ارائه شد، مشاهده می‌شود به ازاء اعمال نیروی خارجی در شرایط یکسان، میزان انحراف ایجاد شده در مسیر حرکت در حالت استفاده از کنترلر PD بیشتر است.

۴-۶-۲-۳- کنترلر امپدانس حلقه باز

برای کنترل تاثیر نیروی محیط پیرامون بر روی عملکرد مکانیزم بازگشت پذیر می‌توان از استراتژی کنترلر امپدانس استفاده کرد. در کاربردهای پزشکی روش کنترلر امپدانس حلقه باز پاسخگوی نیازهای عملکردی سیستم می‌باشد بنابراین در این قسمت ما نیز کنترلر امپدانس حلقه باز برای سیستم استفاده می‌کنیم. در موارد کاربردی برای کنترل هرچه بهتر عملکرد سیستم، کنترل نقطه اثر نهایی در فضای کار مورد استفاده قرار می‌گیرد. فرآیند کنترلر امپدانس امکان هدایت نقطه اثر نهایی مکانیزم را به صورت مستقیم در فضای کار فراهم می‌کند. در این روش پارامترهای تحت کنترل مختصات نقطه اثر نهایی می‌باشد.

به منظور بهبود عملکرد سیستم کنترلر امپدانس حلقه باز و حذف اثرات اصطکاک و اغتشاشات خارجی، هوگان استفاده از مدل پیشخور مکانیزم را به همراه کنترلر پیشنهاد می‌دهد که در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفته است. استراتژی کنترلر مورد استفاده به صورت نمودار بلوکی در شکل (۴-۱۷) نشان داده شده است.



شکل (۱۷-۴) فرآیند کنترل امپدانس حلقه باز به همراه مدل پیشخور

در دیاگرام فوق J نشان دهنده ماتریس ژاکوبین است. F_d نیروی کنترل، τ_d گشتاور حاصل از نیروی کنترل، F نیروی خارجی، $\Delta\tau$ گشتاور اعمالی به سیستم، $\Delta\theta$ جابجایی زاویه‌ای در مفاصل مکانیزم و Δx جابجایی نقطه اثر نهایی در مختصات کارترین می‌باشد که اختلاف آن از جابجایی مطلوب (Δx_d) به عنوان ورودی کنترلر بکارگرفته می‌شود. در این شرایط، کنترل بر اساس بازخورد دریافتی از موقعیت نقطه اثر نهایی مکانیزم صورت می‌گیرد. پیاده‌سازی استراتژی فوق به منظور اعمال کنترل امپدانس برای مکانیزم مورد بررسی در محیط سیمولینک انجام شده است. با توجه به بلوک دیاگرام شکل (۱۷-۴) رابطه ریاضی مربوط به بلوک سیستم، مطابق معادله (۲۶-۴) انتخاب شده است. از آنجا که روش کنترلی پیاده شده در این بلوک دیاگرام بر مبنای J^T می‌باشد، بنابراین رابطه مربوط به کنترلر PD مورد استفاده به صورت زیر خواهد بود.

$$\tau = J^T (K_d (\dot{X}_d - \dot{X}) + K_p (X_d - X)) \quad (۳۶-۴)$$

که در آن X نشان دهنده موقعیت نقطه اثر نهایی بازوی رباتیک در فضای کار می‌باشد.

در صورتی که امپدانس سیستم، کنترلر و مدل پیشخور را به ترتیب Z_{sys} ، Z_{ctr} و Z_{fwd} بنامیم،

طبق بلوک دیاگرام شکل (۱۷-۴) خواهیم داشت:

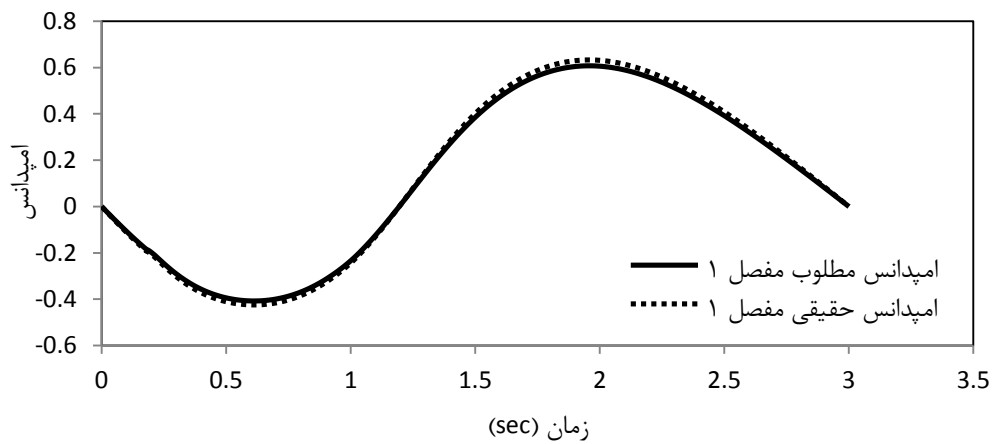
$$\Delta \tau_{fwd} = Z_{fwd} \Delta x \quad (۳۷-۴)$$

$$\Delta x = J Z_{sys} (\Delta \tau_{fwd} + J^T F_d - J^T F) \quad (۳۸-۴)$$

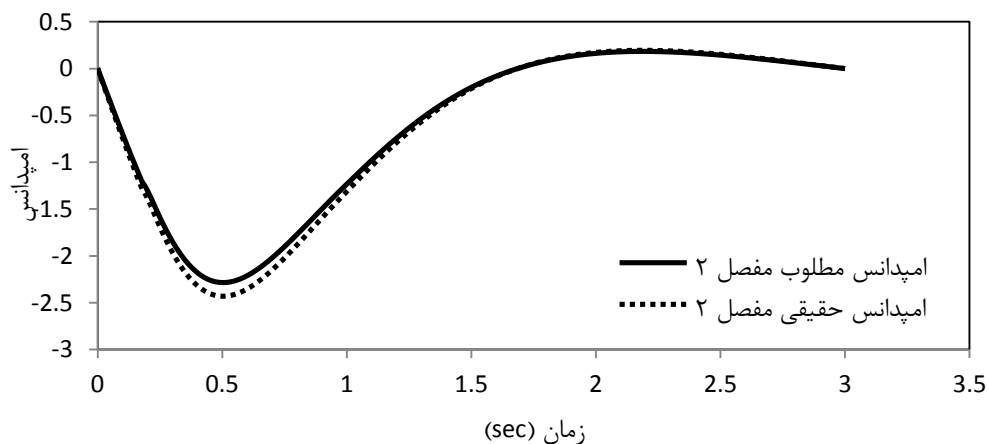
بنابراین امپدانس حلقه بسته برابر است با:

$$Z_{CL} = Z_{ctr} + J^{-T} Z_{fwd} J^{-1} - J^{-T} Z_{sys}^{-1} J^{-1} \quad (۳۹-۴)$$

در نهایت بر اساس داده‌های آزمایشگاهی مربوط به دست انسان، مقدار امپدانس مطلوب برای سیستم محاسبه شده و اختلاف آن با امپدانس حلقه بسته، اندازه خطای امپدانس نامیده می‌شود. نمودار تغییرات امپدانس در حین حرکت در شکل (۴-۱۸) نشان داده شده است.



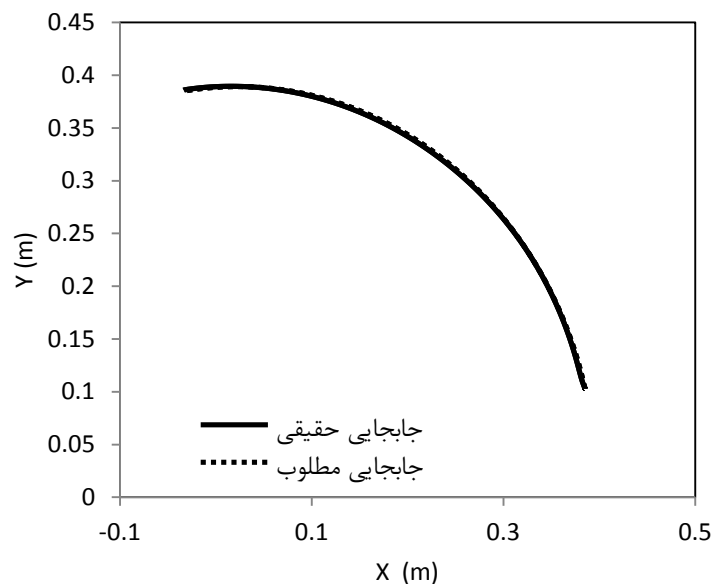
(الف)



(ب)

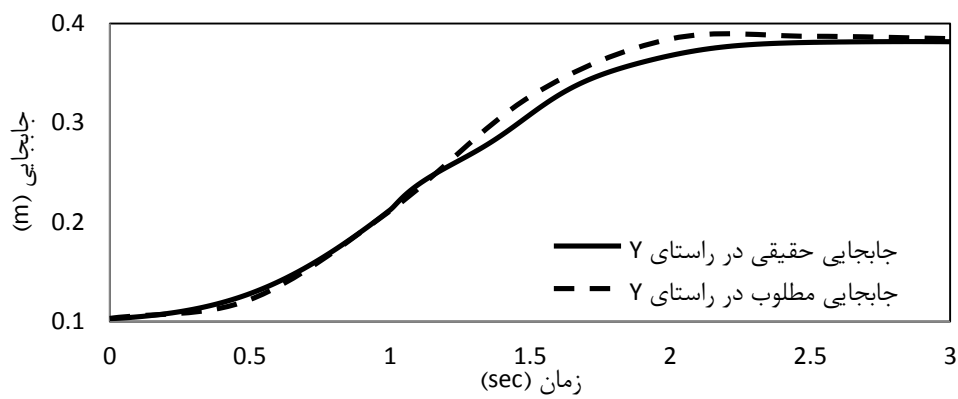
شکل (۴-۱۸) تغییر امپدانس برای الف: مفصل A و ب: مفصل B تحت اعمال کنترل امپدانس حلقه باز

در ادامه جابجایی نقطه‌اثر نهایی مکانیزم تحت کنترل امپدانس حلقه‌باز مورد بررسی قرار گرفته است. در شکل (۴-۱۹) نحوه پیمایش مسیر طراحی شده توسط مکانیزم در فضای کار بدون حضور بار خارجی نشان داده شده است.

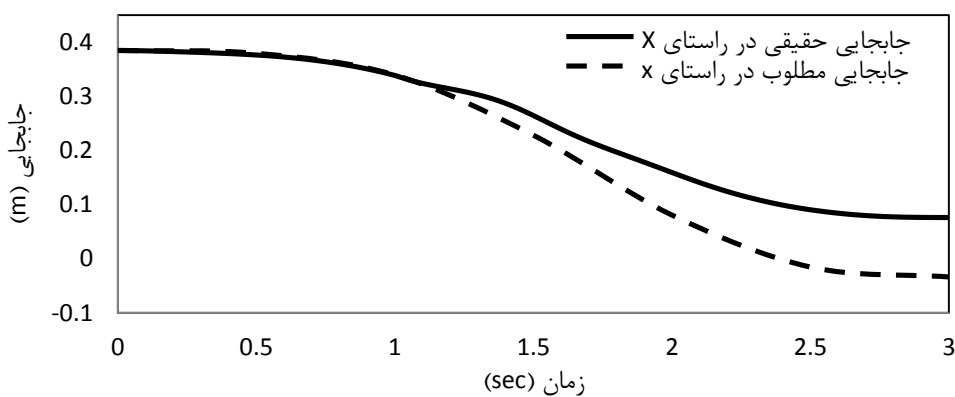


شکل (۴-۱۹) نحوه تعقیب مسیر در فضای کار توسط مکانیزم مورد بررسی، بدون اعمال بار خارجی در حضور امپدانس کنترلر

در صورت اعمال بار خارجی مکانیزم از مسیر طراحی شده متناسی با راستای اعمال بار، خارج می‌گردد. در شکل (۴-۲۰) و شکل (۴-۲۱) تاثیر بار خارجی بر عملکرد مکانیزم بررسی شده است.

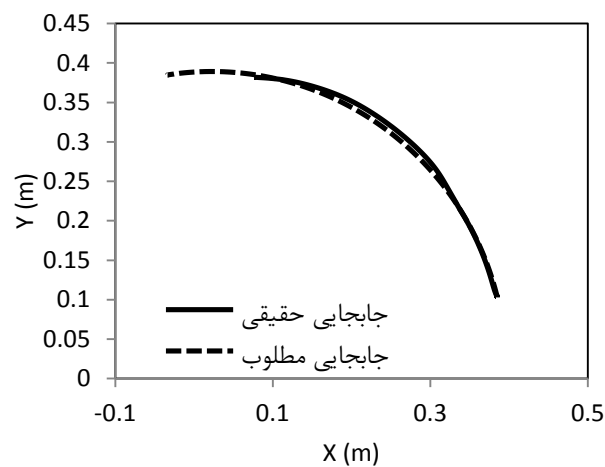


(الف)

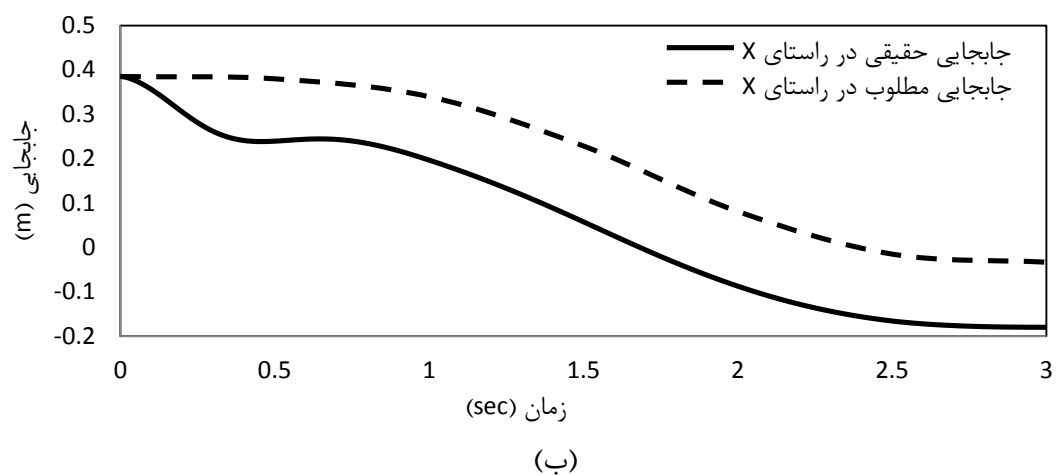
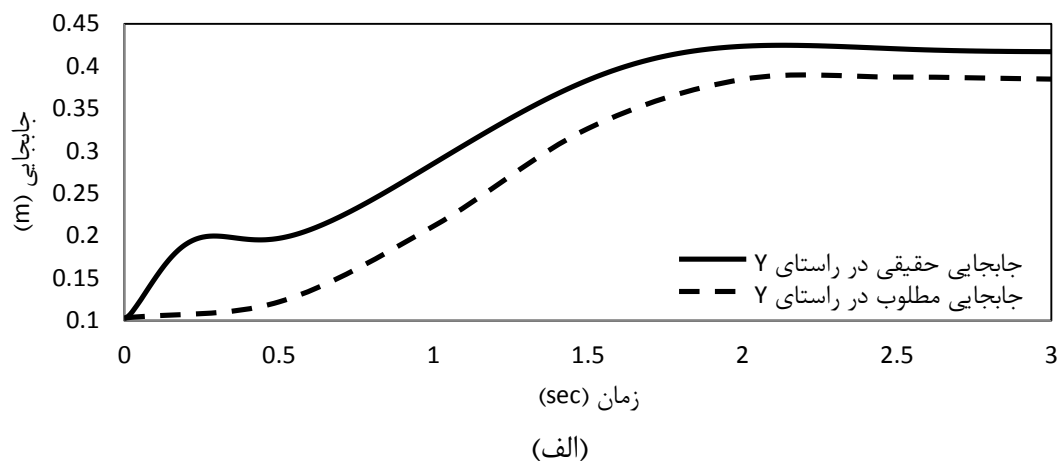


(ب)

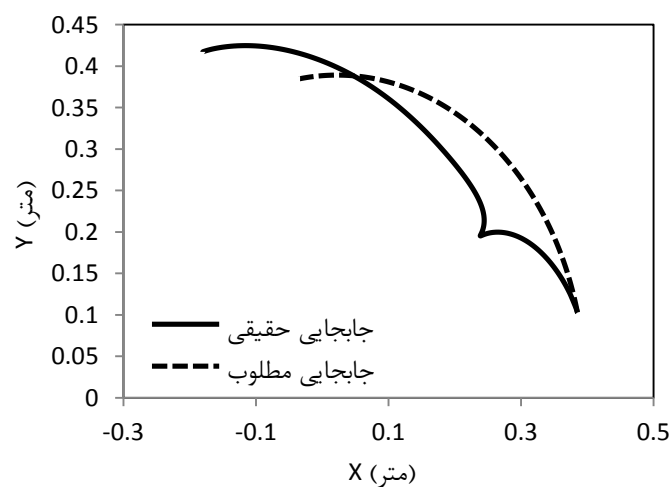
شکل (۴-۲۰) تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در خلاف جهت حرکت از ثانیه ۱ تا ثانیه ۳ از بازه حرکت بر انحراف نقطه اثر نهایی مکانیزم از مسیر طراحی شده الف: در راستای عمودی (y) و ب: در راستای افقی (x) در حضور امپدانس کنترلر



شکل (۴-۲۱) میزان انحراف از مسیر طراحی شده در فضای کار، تحت تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در خلاف جهت حرکت از ثانیه ۱ تا ثانیه ۳ از بازه حرکت.



شکل (۴-۲۲) تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در راستای مسیر حرکت از ابتدا تا انتهای حرکت بر انحراف نقطه اثر نهایی مکانیزم از مسیر طراحی شده الف: در راستای قائم و ب: در راستای افقی (x) در حضور امیدانس کنترلر



شکل (۴-۲۳) میزان انحراف از مسیر طراحی شده در فضای کار، تحت تاثیر اعمال نیروی خارجی با دامنه ۱۵ نیوتن در راستای مسیر حرکت از ابتدا تا انتهای حرکت.

از نمودار فوق مشاهده می‌شود که با اعمال بار خارجی، دوران مفاصل به صورت کامل صورت نپذیرفته و در نتیجه نقطه اثر نهایی مکانیزم مسیر طراحی شده را به صورت کامل طی نکرده و در پایان حرکت در موقعیتی متفاوت از نقطه پایانی مطلوب متوقف شده است.

۴-۷- نتیجه گیری

به علت پیچیدگی عملکرد عضلات، تاکنون مدل‌های نرم‌افزاری مختلفی برای شبیه‌سازی آنها پیشنهاد شده است. مدل‌سازی عملکرد تاندون‌ها و شناسایی نحوه اتصال عضلات به استخوان در مفاصل مختلف بدن منجر به شبیه‌سازی بهتر عملکرد عضلات می‌شود. همچنین مشخص شده در صورت حذف اثر تاندون‌ها در عملکرد عضلات، میزان خطای شبیه‌سازی افزایش می‌یابد.

در این پژوهش هدف، طراحی مکانیزمی است که علاوه بر تطابق کامل با ارگونومی بدن، حرکتی هموار برای مفصل آرنج بیمار در یک برنامه توانبخشی تولید کند. از این رو گشتاور مورد نیاز برای حرکت دست به کمک تغییر راستای اعمال نیرو، تولید شده است. همچنین امکان کنترل سختی مفصل در حین حرکت فراهم شده، به نحوی که سختی ایجاد شده توسط دستگاه برای مفاصل تطابق مطلوبی با میزان سختی مفاصل بیمار داشته باشد. از جمله مزایای محرک کابلی مورد بررسی در این پژوهش، ایجاد یک مکانیزم

بازگشتی^۱ است که امکان تعامل ایمن با انسان و کنترل موقعیت و سختی به صورت مجزا را فراهم می‌کند.

^۱ Back drivable

فصل پنجم:

طراحی و ساخت ربات توانبخشی آرنج

۵-۱- مقدمه

به منظور بررسی عملکرد محرک کابلی موردنظر، یک دستگاه تک مفصلی دارای محرک کابلی برای توانبخشی آرنج معرفی شده است. آرنج انسان به علت انجام حرکات سریع و تحت بار زیاد، دچار عارضه‌هایی از قبیل پارگی تاندون و سخت شدگی مفصل^۱ می‌شود که موجب محدود شدن بازه حرکتی آن و یا کاهش قدرت عضلات و تاندون‌ها خواهد شد. انجام حرکات توانبخشی مخصوص آرنج مانند تمرین مقاومتی^۲ موجب افزایش قدرت کششی عضلات و بهبود سختی مفصل می‌شود [۵۹]. انجام این تمرینات طی یک پروتکل مشخص و با تعداد دفعات تکرار معین صورت می‌گیرد [۶۰]. در صورت استفاده از دستگاه توانبخشی معرفی شده در این پایان‌نامه، کاربر قادر خواهد بود حرکات مورد نظر را با شدت و سرعت طراحی شده و به تعداد دفعاتی که نیاز است تکرار نماید. همچنین استفاده از محرک کابلی امکان شبیه‌سازی هرچه بهتر تغییرات سختی آرنج را فراهم می‌نماید که منجر به افزایش سرعت توانبخشی و بهبودی بیمار خواهد شد.

از آنجا که هدف نهایی از ساخت این دستگاه، کنترل نمودن آن به کمک سیگنال‌های مغزی است، بنابراین ساخت دستگاهی در دستور کار قرار گرفت که برای کنترل آن تنها نیاز به دو فرمان کنترلی باشد زیرا بانک داده سیگنال‌های مغزی که در این پایان‌نامه مورد استناد قرار گرفته است شامل تصورات ذهنی مربوط به دو فعالیت متفاوت است.

¹ Stiff elbow

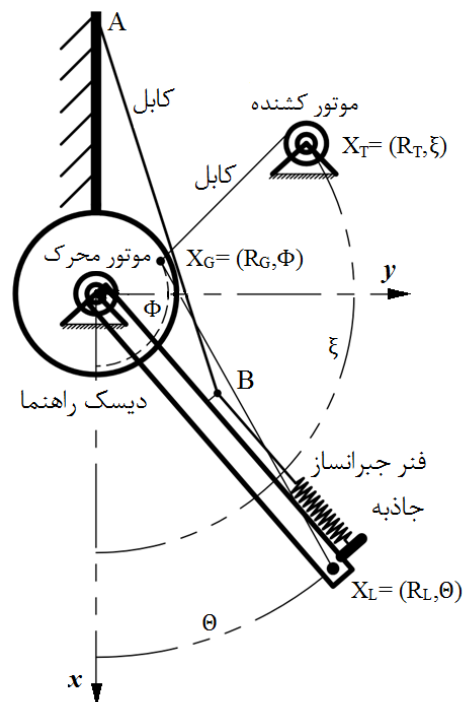
² resistance training

به منظور ساخت دستگاه توانبخشی موردنظر، ابتدا طراحی مفهومی انجام شده است، سپس براساس شرایط کارکرد دستگاه، بهینه‌سازی در طراحی صورت گرفته و پس از نهایی شدن طرح، مدل نرم‌افزاری آن پیاده‌سازی شده و عملکرد آن شبیه‌سازی شده است. در گام بعد قطعات مورد نیاز خریداری و نمونه اولیه دستگاه ساخته شده و در نهایت عملکرد مکانیزم در عمل و تئوری مقایسه شده است.

۵-۲- دستگاه توانبخشی آرنج (مکانیزم تک مفصلی)

مکانیزم محرک کابلی شامل یک موتور کشنده جهت تأمین نیرو کششی در کابل، یک دیسک راهنما به منظور هدایت راستای کابل و یک بازوی محرک است. برای کنترل حرکت دیسک دوار از یک موتور الکتریکی استفاده شده است.

مطابق شکل (۵-۱) در این مکانیزم، کابل خروجی از موتور کشنده از پولی نصب شده روی دیسک دوار، عبور کرده تا نیروی محرک از طریق این کابل به نقطه انتهای میله انتقال یابد. محور دوران میله و دیسک راهنما بر هم منطبق است و هریک به صورت مستقل از دیگری امکان دوران دارند. مبدأ دستگاه مختصات قطبی در نقطه دوران دیسک قرار دارد. نقاط عبور کابل از موتور کشنده به دیسک راهنما و نهایتاً به میله، به ترتیب X_T ، X_G و X_L نام‌گذاری شده است.



شکل (۱-۵) طرح شماتیک سیستم محرک کابلی

۳-۵- راهکار حذف اثر وزن

به منظور حذف اثر گرانش در مکانیزم مورد بررسی سیستمی بر اساس فنر خطی طراحی شده که در شکل ۲ نشان داده شده است. با حذف اثر گرانش در هنگام حرکت بازوی محرک نیاز به نیروی محرک زیاد برای شروع حرکت در راستای قائم نیست و در نتیجه حرکت با سطح انرژی پایین انجام می شود. فنر در راستای بازوی محرک قرار گرفته و نیروی آن از طریق کابل AB به تکیه گاه منتقل می شود. معادلات عملکرد جبران ساز جاذبه در بخش بعد توضیح داده خواهد شد.

۵-۴- تحلیل دینامیک سیستم

۵-۴-۱- مکانیزم محرک کابلی تک مفصلی

کابل به صورت پیوسته از موتور کشنده تا نقطه انتهایی بازوی متصل شونده به ساعد کشیده شده است و طول کل کابل مطابق شکل (۵-۱) برابر است با:

$$x = L_{LG} + L_{GT} \quad (۵-۱)$$

که با توجه به هندسه مکانیزم و قانون کسینوس‌ها داریم:

$$L_{GT} = \sqrt{R_G^2 + R_T^2 - 2R_G R_T \cos(\Phi - \xi)} \quad (۵-۲)$$

$$L_{LG} = \sqrt{R_L^2 + R_G^2 - 2R_L R_G \cos(\theta - \Phi)} \quad (۵-۳)$$

گشتاور با محاسبه مشتق انرژی سیستم نسبت به زاویه نقطه اثر نهایی محاسبه می‌شود:

$$\tau_T = \frac{\partial E}{\partial \Theta} = T \frac{\partial x}{\partial \Theta} \quad (۵-۴)$$

با جایگذاری مقادیر هندسی (۵-۲) و (۵-۳) در (۵-۴) و مشتق‌گیری و ساده‌سازی، گشتاور بازوی رباتیک حاصل می‌گردد:

$$\tau_T = T \frac{R_L R_G}{L_{LG}} \sin \Psi \quad (۵-۵)$$

که Ψ زاویه نسبی بین راستای میله و دیسک راهنما و برابر با $(\theta - \Phi)$ است. براساس رابطه (۵-۵) گشتاور ناشی از کابل تنها تابعی از نیروی کشش و زاویه نسبی Ψ است و به موقعیت قرارگیری بازوی محرک بستگی ندارد. از این روی استفاده از مسیر دایره برای هدایت کابل، یک مزیت سیستم پیشنهاد شده به شمار می‌آید.

با توجه به رابطه (۴-۱۴)، سختی مکانیزم با مشتق‌گیری از گشتاور پیچشی نسبت به زاویه دوران بازو، θ ، محاسبه می‌شود. با جایگذاری پارامترهای هندسی مکانیزم در این رابطه داریم:

$$k_T = T(L \frac{R_G}{L_{LG}(\Psi)} \cos(\Psi) - R_L^2 \frac{R_G^2}{L_{LG}(\Psi)^3} \sin^2(\Psi)) \quad (۵-۶)$$

بنابراین با تنظیم میزان کشش کابل یا زاویه قرارگیری دیسک راهنما نسبت به میله (Ψ) ، می‌توان مقادیر سختی و گشتاور را به صورت مستقل از هم کنترل نمود.

۵-۴-۲- سیستم جبران‌ساز جاذبه

استفاده از یک جبران‌کننده اثر جاذبه، حرکت متعادل‌تری را با سطح انرژی کمتر فراهم می‌کند. به نحوی که در ربات‌های صنعتی امکان استفاده از موتورهای کوچکتر فراهم می‌شود، ابعاد ترمز کاسته شده و ایمنی سیستم افزایش می‌یابد [۵۹]. در تجهیزات توانبخشی زانو و آرنج، از جبران‌ساز جاذبه برای متعادل‌سازی وزن اعضای بدن استفاده می‌شود [۶۰]، [۶۱].

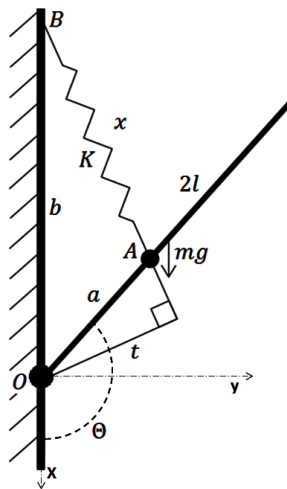
بکارگیری جبران‌سازهای فعال در بازوان رباتیک با اعمال گشتاور متعادل‌کننده لحظه‌ای به مفصل، روشی برای حفظ تعادل دینامیکی است اما استفاده از آن نیازمند اعمال انرژی اضافی به سیستم است. راهکار دیگر استفاده از جبران‌ساز غیرفعال است. این روش تنها تعادل استاتیکی را برای سیستم فراهم می‌کند و مزیت آن عدم نیاز به انرژی ورودی اضافی است [۶۲]. دو راهکار عمومی برای متعادل‌سازی میله‌بندی وجود دارد که عبارتند از اضافه کردن وزنه تعادل به منظور انتقال مرکز جرم سیستم به نقطه دوران در مفصل و استفاده از انرژی ذخیره شده در فنرها به منظور خنثی‌سازی اثر جاذبه. راهکار اول تعادل را در تمامی شرایط حفظ می‌نماید اما افزایش وزن و ممان اینرسی را به همراه دارد که در مکانیزم پیشنهادی این پایان‌نامه مطلوب نیست. با توجه به این نکته که اثر گرانش متناسب با شرایط قرارگیری ساعد تغییر می‌کند، به عنوان یک راهکار جایگزین استفاده از

فهرهای غیرخطی مطرح می‌گردد اما پیچیدگی‌های طراحی و همچنین عدم اطمینان نسبت به عملکرد مطلوب از جمله مشکلات استفاده از این فنرها می‌باشد [۶۳].

در این پژوهش استفاده از جبران‌ساز جاذبه که بر اساس فنرهای خطی طراحی شده است و عملکرد غیرخطی از خود نشان می‌دهند به جای استفاده از فنر غیرخطی پیشنهاد شده است [۶۴]. از این مکانیزم با طراحی‌های مختلف به منظور حذف اثر وزن بازوی ربات هنگام دوران استفاده می‌شود [۶۵]. در این روش برای حفظ تعادل استاتیکی مکانیزم لازم است گشتاور حاصل از نیروی وزن بازو با گشتاور حاصل از نیروی فنر برابر باشد.

$$\sum M = mgl \sin \theta - K(x - x_0)t = 0 \quad (7-5)$$

که l فاصله مرکز جرم بازو از مرکز دوران، m جرم بازو، θ زاویه دوران بازو نسبت به محور x و g شتاب گرانش است که در شکل (۷-۵) نشان داده شده است.



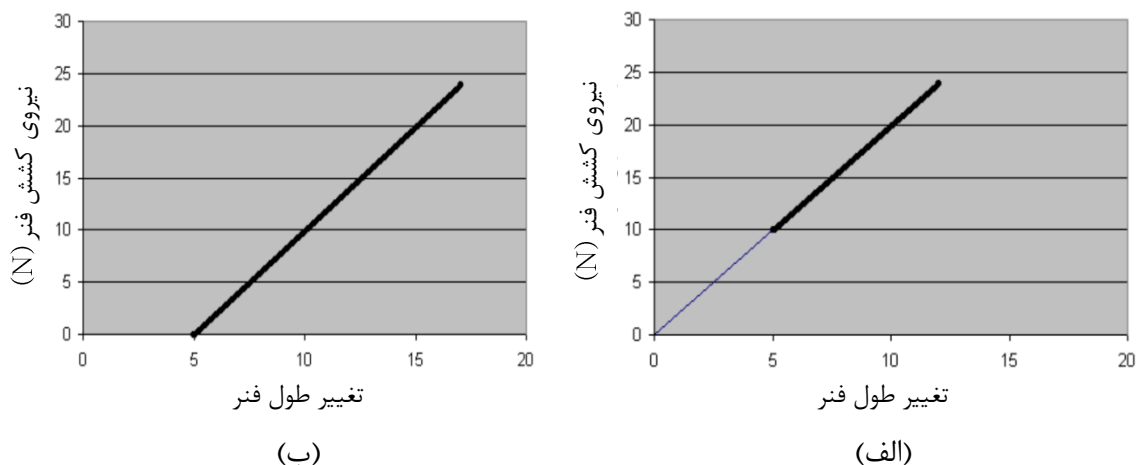
شکل (۷-۵) وضعیت قرارگیری فنر خطی به منظور جبران اثر گرانش و پارامترهای هندسی مربوط به آن بازوی موثر گشتاور فنر، t و K ضریب سختی فنر است. عبارت $x - x_0$ نشان‌دهنده تفاضل طول فنر در هر لحظه از حرکت نسبت به طول اولیه آن (x_0) می‌باشد. برای $\theta \neq 0$ رابطه (۷-۵) به صورت زیر ساده می‌شود:

$$mgl = \frac{K}{x}(x - x_0)ab \quad (۸-۵)$$

که در آن a فاصله نقطه اتصال فنر به بازو تا مرکز دوران و b فاصله نقطه اتصال فنر به تکیه‌گاه تا نقطه دوران می‌باشد. در شرایط فنر با طول آزاد صفر $x_0 = 0$ داریم:

$$K = mgl/ab \quad (۹-۵)$$

در نتیجه مقدار سختی فنر ثابت بوده و تابعی از زاویه قرارگیری بازو نیست. رابطه (۹-۵) در صورت استفاده از یک فنر با طول آزاد صفر معتبر می‌باشد. فنرهای کششی معمول به علت قرارگیری حلقه‌های فنر روی یکدیگر، در حالت بی‌باری دارای طول غیر صفر هستند و نمودار تغییرات نیرو بر حسب طول برای آنها از مبدا عبور نمی‌کند. در صورتی که در فنرهایی با طول آزاد صفر، نمودار نیرو بر حسب تغییر طول از مبدا عبور می‌کند، شکل (۳-۵).



شکل (۳-۵) نمودار تغییر نیرو بر حسب تغییر طول فنر الف: برای فنر با طول آزاد صفر و ب: برای فنر معمولی (با طول آزاد غیر صفر)

به منظور تحقق شرایط طول آزاد صفر برای فنر جبران‌ساز جاذبه در مکانیزم مورد بررسی، یک فنر کششی معمولی با طول آزاد غیر صفر، مطابق شکل (۱-۵)، در راستای بازو محرک قرار داده شده است و نیروی آن از طریق یک پولی به راستای AB منتقل می‌گردد.

بنابراین می‌توان گفت کشش حاصل در راستای AB به کمک یک فنر با طول آزاد صفر ایجاد شده است.

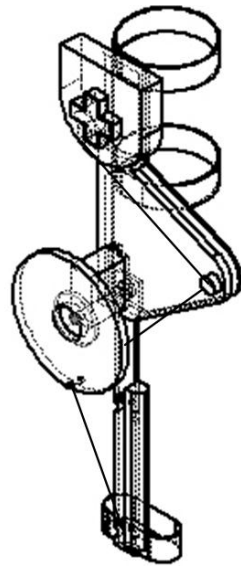
۵-۵- طراحی مکانیزم

با توجه به اینکه دستگاه موردنظر دارای کاربرد توانبخشی است، ویژگی‌های سینتیکی و سینماتیکی آرنج در طراحی در نظر گرفته شده است. زاویه حرکت برای این سیستم براساس داده‌های تجربی مربوط به تجهیزات توانبخشی آرنج تعیین شده و با توجه به قیود، ابعاد هندسی مطابق جدول (۱-۵) انتخاب شده است.

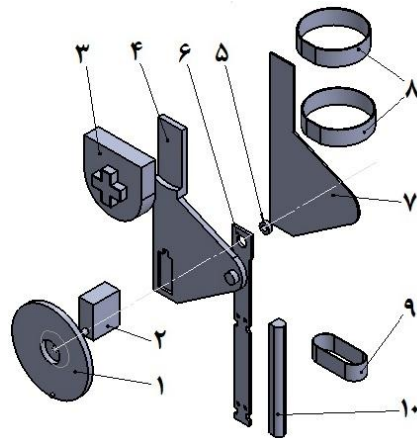
جدول (۱-۵) پارامترهای هندسی مربوط به مکانیزم توانبخشی آرنج با مکانیزم محرک کابلی

نام جزء	ویژگی طراحی
R_L	۰٫۳۴ (m)
R_P	۰٫۰۷۵ (m)
R_T	۰٫۱۶ (m)
ζ	۱۲۰ (deg)
Φ	۰~۱۸۰ (deg)
Θ	۰~۱۳۰ (deg)
K	۲۵۰ (N/m)

پس از مشخص شدن پارامترهای هندسی، شبیه‌سازی دستگاه به کمک نرم‌افزار کامپیوتری صورت گرفته است. شکل (۴-۵) مکانیزم نهایی و شکل (۵-۵) اجزای تشکیل‌دهنده آن را نشان می‌دهد.



شکل (۴-۵) دستگاه توانبخشی آرنج



شماره قطعه	نام قطعه
۱	دیسک راهنما
۲	موتور محرک
۳	موتور کشنده (بالانسر فنی - فنر ساعت)
۴	شاسی متصل شونده به بازو
۵	بلبرینگ
۶	میله متصل شونده به ساعد
۷	کاور پشت
۸	نگهدارنده بازو
۹	نگهدارنده ساعد
۱۰	محفظه فنر جبران ساز جاذبه

شکل (۵-۵) نمای انفجاری از اجزاء تشکیل دهنده دستگاه توانبخشی آرنج

تأمین نیروی کشش در کابل با توجه به سبک و قابل حمل بودن دستگاه، با استفاده از فنر نیرو ثابت (فنر ساعت) صورت می‌گیرد. عملکرد این فنرها به گونه‌ای هست که ضریب سختی آن‌ها با افزایش تغییر طول کاهش می‌یابد بنابراین برخلاف فنرهای معمول، نیروی مقاوم آن‌ها تا حد زیادی مستقل از تغییر طول است. در نتیجه در طول حرکت، نیروی کششی کابل ثابت می‌ماند و انرژی سیستم تابعی از موقعیت قرارگیری ساعد و تغییر طول کابل نخواهد بود. این فرض با انتخاب مناسب موتور کشنده در طراحی دیده شده است.

۵-۶- نحوه عملکرد مکانیزم

به منظور استفاده از این دستگاه توانبخشی، شاسی دستگاه به کمک تعدادی بست مخصوص به بازوی کاربر متصل می‌شود، به صورتی که محور دوران بازوی محرک در راستای آرنج شخص قرارگیرد. سپس بازوی راهنمای ساعد نیز به کمک نگهدارنده‌های تعبیه شده به ساعد کاربر متصل می‌گردد. به منظور هدایت حرکت دستگاه، تنها بایستی راستای اعمال نیروی کششی ثابت کابل به نقطه انتهایی بازو که تعیین‌کننده میزان گشتاور اعمالی به ساعد است را کنترل نمود. براین اساس با کنترل وضعیت قرارگیری پولی دیسک راهنما که کابل از آن عبور می‌کند، به کمک موتور محرک، می‌توان زاویه قرارگیری دست کاربر را تنظیم نمود. در این شرایط پزشک معالج می‌تواند حرکات مورد نظر برای بیمار را با تعیین بازه دوران و سرعت دوران موتور محرک دیسک راهنما پیاده‌سازی نماید. این دستورات از طریق یک برد کنترلی به موتور محرک دیسک راهنما منتقل شده و حرکات مورد نظر به تعداد دفعات تعیین شده تکرار می‌شود. در این شرایط تعداد تکرار حرکات به

کمک یک فیزیوتراپ کنترل می‌شود. در صورت استفاده از سیگنال‌های مغزی برای کنترل دستگاه، کاربر قادر خواهد بود با انجام تصورات ذهنی خاصی حرکت خم شدن و باز شدن مفصل دستگاه را کنترل نماید. در این شرایط نیاز است به کمک یه نرم‌افزار تعاملی، شروع و پایان حرکات با نمایش یک سری علائم خاص در مانیتور به کاربر اعلام شود.

۵-۷- شبیه سازی

الگوریتم پیشنهادی برای بررسی عملکرد مکانیزم و هماهنگی با پارامترهای سینتیکی و سینماتیکی آرنج، مطابق دیاگرام شکل (۵-۶) طراحی شده است. براساس معادلات حاکم بر سیستم دو پارامتر T و Ψ در تعیین ویژگی‌های مکانیکی مکانیزم اثرگذار هستند. با توجه به فرض ثابت بودن نیروی کشش T ، تغییرات زاویه Ψ در حین حرکت تعیین‌کننده تغییرات ویژگی‌های سیستم است.

آرنج انسان به طور معمول حداکثر تا ۱۳۵ درجه دوران دارد. به منظور ایجاد امکان دوران مشابه آرنج برای مکانیزم، دوران دیسک راهنما در بازه صفر تا ۱۴۰ درجه در نظر گرفته شده است. سرعت دوران براساس استانداردهای دستگاه‌های توانبخشی آرنج (deg/sec) ۷۰ می‌باشد [۶۶].



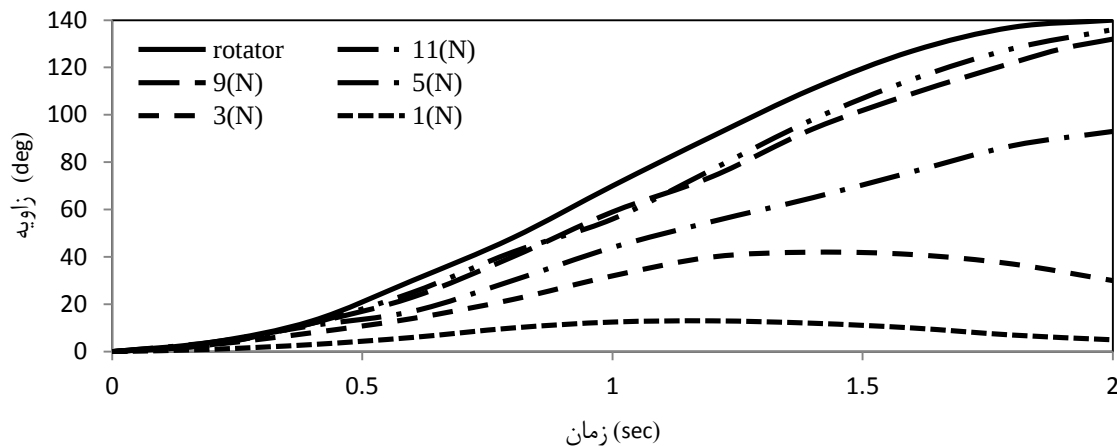
شکل (۶-۵) فرآیند بررسی مکانیزم مورد استفاده در این پژوهش با هدف شبیه سازی عملکرد آرنج

حرکت مکانیزم به کمک شبیه سازی کامپیوتری^۱ تحلیل شده است. ورودی های شبیه سازی، سرعت و زاویه دوران دیسک راهنما و مقدار نیروی کشش کابل هستند. مقدار نیروی کشش کابل باید به حدی باشد که گشتاور مورد نیاز برای حرکت ساعد را ایجاد کند. با توجه به (۵-۵) هرچه میزان کشش کابل بیشتر باشد مقدار زاویه نسبی Ψ برای تولید میزان مشخصی گشتاور کاهش می یابد.

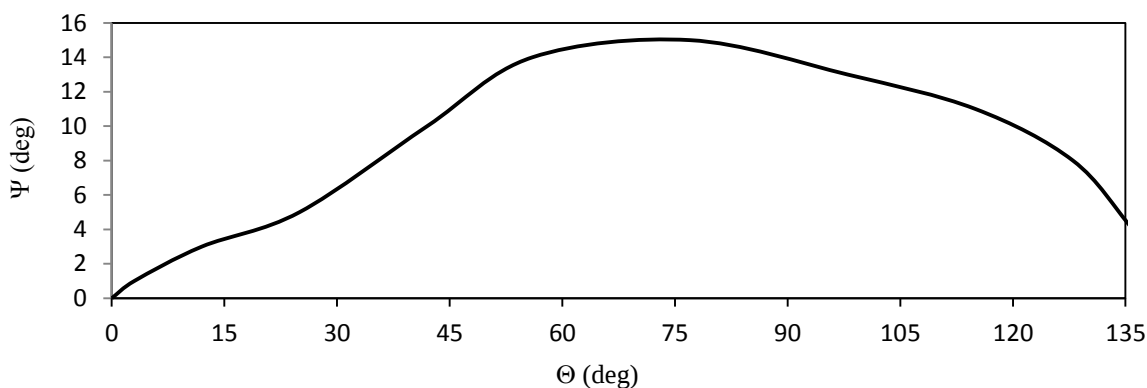
شکل (۷-۵) نحوه تغییر زاویه میله متصل به ساعد به ازاء نیروهای کششی مختلف را نشان می دهد. براساس نتایج تحلیل نرم افزاری برای شبیه سازی بازه حرکتی آرنج به صورت کامل، نیروی کشش ثابت ۱۱ نیوتن برای کابل در نظر گرفته شده است. تغییرات زاویه بین دیسک راهنما و ساعد، (Ψ) برحسب زاویه دوران ساعد در شکل (۸-۵) نشان

^۱SolidWorks

داده شده است. با استفاده از نیروی ۱۱ نیوتن به ازاء ۱۴۰ درجه دوران دیسک راهنما، میله متصل به ساعد تا ۱۳۵ درجه دوران خواهد داشت ($\theta < 135$).



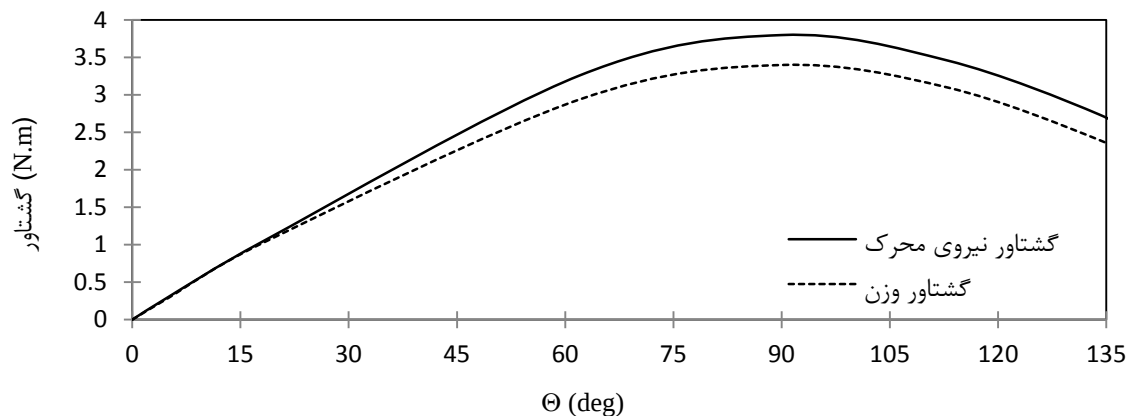
شکل (۷-۵) تغییرات زاویه دیسک راهنما و ساعد در حین حرکت برای نیروی کشش متفاوت در کابل



شکل (۸-۵) تغییرات زاویه Ψ بر اساس زاویه بازوی محرک (Θ)

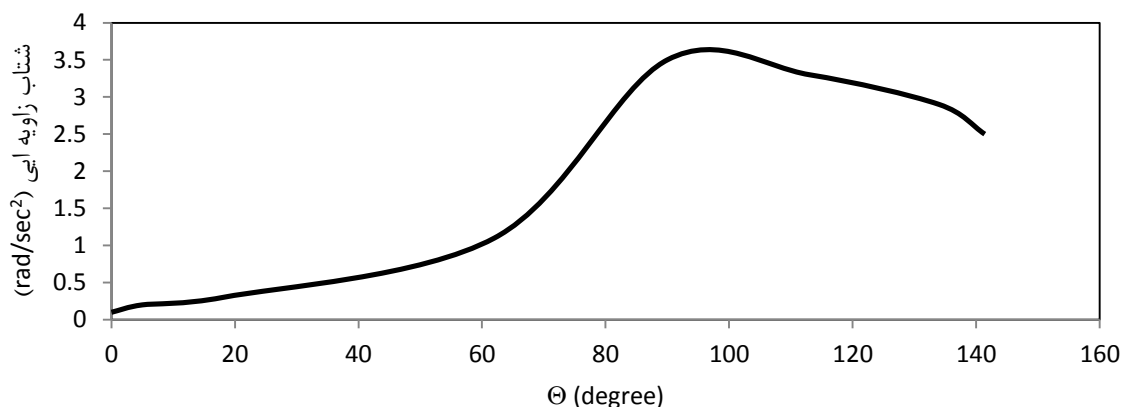
۵-۷-۱- بررسی گشتاور مفصل

به منظور بررسی عملکرد مکانیزم، نیروی کشش ۱۱ نیوتن در کابل و شرایط حرکتی مشخص شده برای دیسک راهنما به عنوان ورودی در نظر گرفته شده است. روند تغییرات گشتاور در نقطه اثر نهایی مکانیزم مورد نظر به کمک کدنویسی در نرم افزار متلب و براساس روند تغییرات زاویه نسبی Ψ محاسبه شده و نتایج حاصل در شکل (۹-۵) نشان داده شده است.



شکل (۹-۵) تغییرات گشتاور نیروی محرک و نیروی وزن به ازاء دوران بازوی محرک

براساس نتایج، بخش عمده گشتاور محرک کابل صرف غلبه بر اثر وزن ساعد می‌شود و بخش کوچکی از این گشتاور متأثر از $\ddot{\theta}$ در حین حرکت است. تغییرات شتاب زاویه‌ای میله متصل‌شونده به ساعد در شکل (۵-۱۰) نشان داده شده است.



شکل (۵-۱۰) تغییرات شتاب زاویه‌ای میله متصل‌شونده به ساعد به ازاء دوران بازوی محرک

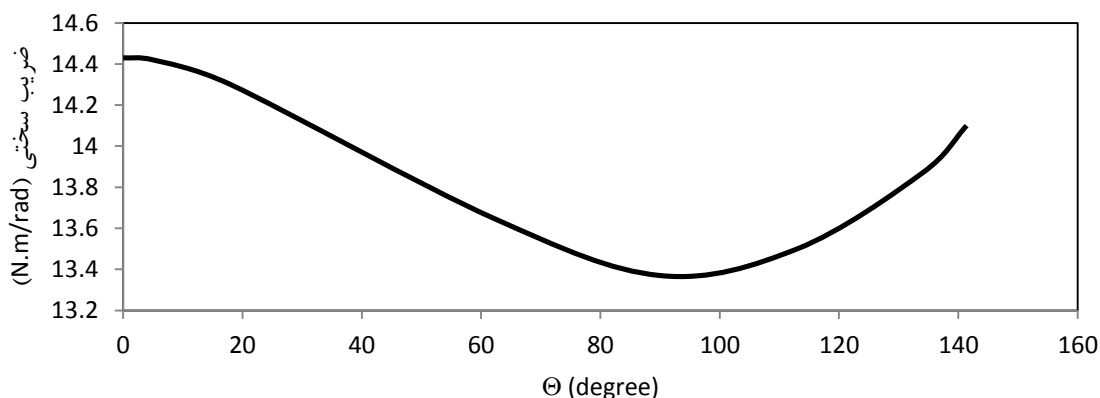
با بکارگیری دستگاه در زمینه توانبخشی آرنج و یا به عنوان یک آرنج مصنوعی، استفاده از مکانیزم جبران‌ساز جاذبه، میزان گشتاور مصرفی را کاهش می‌دهد تا کشش مورد نیاز در کابل و نیروی اعمالی به پولی‌های رابط، اتصالات و موتور محرک دیسک راهنما کمتر شود.

به منظور مقایسه عملکرد سیستم از نظر گشتاور با دست انسان، ابتدا تغییرات گشتاور آرنج را معین می‌نماییم. براساس تحقیقات انجام شده عوامل مختلفی از قبیل سن،

جنسیت، زاویه قرارگیری شانه و وضعیت مچ دست بر مقدار گشتاور آرنج تاثیرگذار است اما روند تغییرات آن در حین حرکت همواره دارای تقعر منفی بوده و حداکثر مقدار گشتاور برای خمیدگی آرنج در بازه زاویه ۹۰ تا ۹۵ درجه رخ می‌دهد [۶۷]. با بررسی نمودار گشتاور مکانیزم مشاهده می‌شود، روند تغییرات گشتاور ایجاد شده توسط دستگاه با گشتاور مفصل آرنج دست انسان مطابقت دارد.

۵-۷-۲- بررسی سختی

روند تغییرات سختی مکانیزم از نظر تشابه با تغییرات این پارامتر در آرنج، مورد مطالعه قرار گرفته است. شکل (۵-۱۱) تغییرات سختی مکانیزم در حین حرکت را نشان می‌دهد.



شکل (۵-۱۱) تغییرات ضریب سختی k_T در بازه حرکتی بازوی محرک

در صورت استفاده از جبران‌ساز گرانش، تغییرات ضریب سختی مستقل از وزن ساعد خواهد بود و با توجه به کوچک بودن میزان زاویه Ψ در این حالت، مقدار ضریب سختی بسیار کم است.

با توجه به ویژگی‌های فیزیولوژیک دست انسان، عوامل زیادی بر مقدار سختی آرنج تاثیرگذار است از جمله ثابت یا در حرکت بودن، افقی یا عمودی بودن صفحه حرکت، سرعت حرکت، نقطه شروع حرکت دورانی آرنج و میزان درگیر شدن عضلات بازو و ساعد

در حرکت [۶۸]، با توجه به تمامی این عوامل میزان سختی در حین دوران آرنج در محدوده ۲ تا 40 (Nm/rad) قرار دارد [۶۹]. همچنین آزمایشات نشان می‌دهد روند تغییرات سختی آرنج در هنگام حرکت دارای تقعر رو به بالا است [۷۰].

بر اساس نتایج شبیه‌سازی کامپیوتری مشاهده می‌شود که حدود تغییرات سختی بازوی مکانیکی بین 13.5 تا 14.5 (Nm/rad) بدست آمده که در محدوده قابل قبول قرار دارد. با مقایسه روند تغییرات سختی مکانیزم با الگوی تغییرات سختی آرنج که در پیوست (ح) ارائه شده، عملکرد مکانیزم توانبخشی با سختی قابل تنظیم صحه‌گذاری می‌شود. بنابراین می‌توان گفت که مکانیزم کابلی معرفی شده عملکرد مناسبی از لحاظ شبیه‌سازی رفتار آرنج انسان دارد.

به منظور مقایسه نتایج حاصل از تحلیل تئوری با نتایج مربوط به عملکرد مکانیزم در واقعیت، ساخت دستگاه توانبخشی آرنج در دستور کار قرار گرفته است. در بخش بعد در خصوص تجهیزات تشکیل دهنده مکانیزم توضیح داده خواهد شد.

۵-۸- ساخت دستگاه

همانطور که در شکل (۵-۵) نشان داده شده است، طراحی دستگاه و جانمایی قطعات تشکیل‌دهنده آن به کمک نرم‌افزار سالیدورکز^۱ انجام شده است. در ادامه طی جدول (۵-۲) به معرفی پارامترها و ویژگی‌های عملکردی هریک از قطعات انتخاب شده برای استفاده در دستگاه می‌پردازیم.

^۱ SolidWorks

جدول (۵-۲) ویژگی اجزاء استفاده شده در ساخت دستگاه توانبخشی آرنج

موتور محرک	به منظور تامین نیروی دورانی لازم در دیسک راهنما از یک موتور D.C، با مشخصات ۱۲ ولت، ۹۰ RPM
دیسک راهنما	از جنس ورق آلومینیوم به شعاع ۹ سانتی متر، با ضخامت ۳ میلی متر. پولی راهنمای کابل در فاصله ۸ سانتی متری از مرکز قرار داده شده است.
شاسی	از جنس پلاستیک فشرده (تفلون). به کمک نگهدارنده مخصوص به بازوی کاربر متصل می شود. برای نصب تجهیزات استفاده شده، سوراخ کاری و برش کاری متناسب با نیاز روی قطعه انجام شده است.
بازوی محرک	از جنس پلاستیک شفاف (پلکسی). دارای بست مناسب جهت اتصال به ساعد کاربر.
فنر جبران ساز	فنر به طول ۱۷ سانتی متر از جنس استیل با ضریب سختی (N/m) ۲۰۰ این فنر به همراه یک مجموعه کابل و قرقره، سیستم جبران ساز جاذبه را تشکیل می دهد
موتور کشنده	بالانسر فنری مدل (.). دارای قابلیت تنظیم نیروی کششی در بازه ۱۰ تا ۳۰ نیوتن
نگهدارنده بازو	استفاده از ارتز سارمینتو (Functional Arm Orthosis) برای حفظ راستای بازو و اتصال شاسی دستگاه به بازوی کاربر

در شکل (۵-۱۲) نمای کلی از دستگاه ساخته شده نشان داده شده است و قطعات تشکیل -

دهنده آن با شماره گذاری مشخص شده است.



شکل (۵-۱۲) اجزاء تشکیل دهنده دستگاه توانبخشی آرنج

شماره قطعه	نام قطعه
۱	دیسک راهنما
۲	موتور محرک
۳	موتور کشنده (بالانسر فنری - فنر ساعت)
۴	شاسی متصل شونده به بازو
۵	مدار کنترلی
۶	میله متصل شونده به ساعد



شکل (۵-۱۳) دستگاه توانبخشی آرنج

نحوه اتصال دستگاه به دست کاربر در شکل (۵-۱۴) نشان داده شده است.

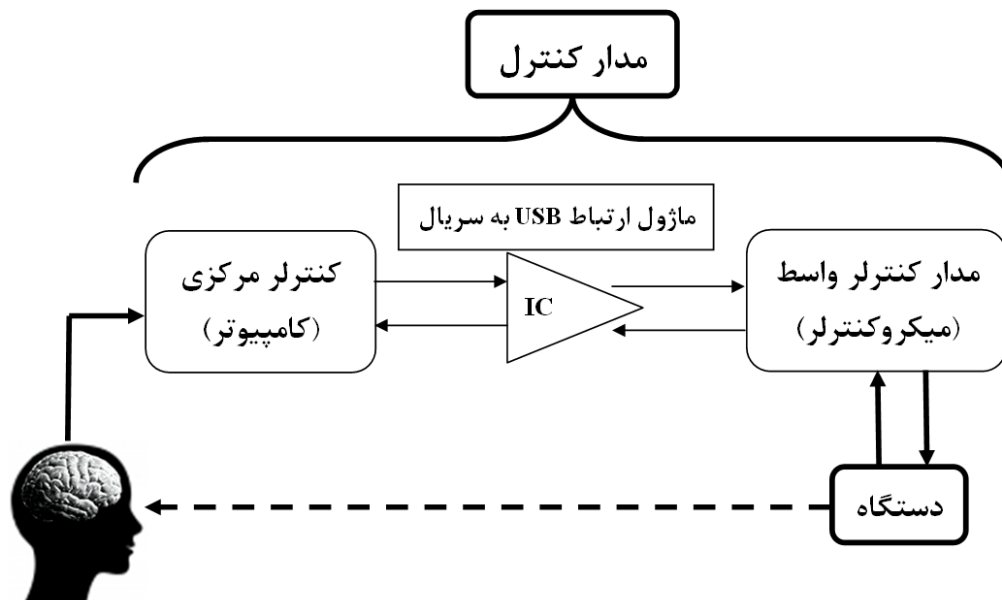


شکل (۵-۱۴) نحوه اتصال دستگاه توانبخشی آرنج به دست کاربر

۵-۹- کنترل دستگاه توانبخشی آرنج به کمک سیگنال‌های مغزی (BCI)

اطلاعات کلی در زمینه معرفی سیستم‌های BCI در فصل ۱ ارائه شد. در این بخش سیستم BCI طراحی و ساخته شده در این پژوهش توضیح داده خواهد شد و جزئیات مربوط به قسمت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری سیستم کنترلی طراحی شده، بیان می‌گردد. مدار کنترلی مورد نیاز برای انتقال دستورهای کنترلی به دستگاه دارای دو بخش مرکزی و واسطه است. وظیفه قسمت مرکزی تجزیه و تحلیل سیگنال‌های مغزی به منظور تشخیص

تصورات ذهنی مختلف است و وظیفه بخش واسطه انتقال دستورات از بخش مرکزی به سیستم محرک دستگاه است. نحوه اتصال سیستم پردازش مرکزی (کامپیوتر) به مدار واسط و به پروتز آرنج در شکل (۵-۱۵) نشان داده شده است.



شکل (۵-۱۵) بخش‌های اصلی تشکیل دهنده مدار کنترل دستگاه توانبخشی آرنج

۵-۹-۱- نرم افزار سیستم کنترل

در این پژوهش به منظور شبیه‌سازی عملکرد سیستم BCI، داده‌های مربوط به تصور حرکت سمت چپ و راست که در پایگاه داده BCI competition III ارائه شده مورد استفاده قرار گرفته است. علت استفاده از این پایگاه داده، داشتن امکان مقایسه نتایج روش‌های مطرح شده در این پایان‌نامه با نتایج سایر روش‌های استفاده شده در مسابقات (BCI Competition III) می‌باشد. همچنین به منظور افزایش دقت طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی هرچه تصورات مورد بررسی دارای تفاوت بیشتری باشند طبقه‌بندی دقیق‌تر خواهد بود (نظیر استفاده از تصور حرکت پا، دست و زبان برای کنترل حرکت یک وسیله در سه

جهت مختلف). از این رو در این پایان نامه از سیگنال های تصور حرکت به سمت چپ و راست به ترتیب برای باز و بسته کردن^۱ آرنج استفاده شده است.

در کنترلر مرکزی فعالیت های مربوط به انتخاب و استخراج ویژگی مطابق روند اشاره شده در فصل ۲ انجام می شود. برای طبقه بندی سیگنال های ورودی نیز سه روش SVM و MLP و k-NN استفاده می شود. برای ترکیب نتایج طبقه بندها نیز روش OWA استفاده می شود. نتایج حاصل از این روش ها در بخش ۲-۷ بیان شده است. پس از شناسایی نوع سیگنال ورودی، فرمان متناظر با آن به کمک یک مدار کنترلی واسطه به دستگاه مورد نظر انتقال داده می شود تا حرکتی که متناسب با هریک از تصورات ذهنی فرد برای دستگاه طراحی شده است، انجام شود.

۵-۹-۲ - سخت افزار کنترلر

به منظور کنترل حرکت پروتز آرنج به کمک سیگنال های مغزی به یک مدار واسط نیاز است تا دستوراتی را که بر اساس تصورات ذهنی مختلف در کامپیوتر ایجاد می گردد به مکانیزم انتقال دهد.

در طراحی مدار کنترل حرکتی موتور محرک دستگاه، نکات زیر مورد توجه قرار گرفته است.

- منبع انرژی موتور محرک مکانیزم مستقل از منبع انرژی الکتریکی سیستم پردازش سیگنال های مغزی در نظر گرفته شده است.

¹ extension and flexion

- مدار کنترلی واسط تابع دستورات دریافتی از مرکز پردازش سیگنال‌های مغزی (کامپیوتر) می‌باشد. وظیفه آن انتقال تصورات حرکتی به بازوی محرک است.
- مدار کنترلی مورد استفاده قابلیت انتقال جریان ۵ آمپر را برای موتور محرک فراهم می‌کند.

شکل (۵-۱۶) اجزاء اصلی تشکیل‌دهنده بخش کنترل دستگاه و نحوه انتقال فرامین را نشان می‌دهد.



شکل (۵-۱۶) مدار کنترلی واسط برای هدایت حرکت موتور محرک دستگاه توانبخشی آرنج

همانطور که مشاهده می‌شود انتقال دستورات صادر شده از پردازنده مرکزی به واسط کنترلی به کمک ماژول ارتباط پورت سریال به USB صورت می‌گیرد. در این مدار از یک میکروکنترلر atmega 8 و یک پورت سریال به USB برای انتقال دستورات کامپیوتر به موتور استفاده شده است. همچنین تعدادی خازن برای جلوگیری از افت ولتاژ و حذف نویز در هنگام حرکت موتور در نظر گرفته شده است. از میکروکنترلر atmega 32 که در مدار قرار گرفته است برای انجام آزمایش‌های طراحی شده و دریافت اطلاعات از سنسورهای موردنظر استفاده می‌شود. به منظور اطمینان از سلامت مسیر تغذیه مدار و

مسیر ارتباطی مدار کنترلی به کامپیوتر دو LED استفاده شده است. با اتصال منبع ولتاژ به مدار، LED سبز روشن می‌شود و به ازاء دریافت هر پالس فرمان از کامپیوتر، LED قرمز روشن خواهد شد.

تعیین موقعیت بازوی محرک به منظور کنترل زاویه دوران آن اهمیت دارد. بنابراین در نمونه ساخته شده با استفاده از یک مقاومت متغیر (رئوستا) که هم محور با مفصل دوران قرار داده شده است، موقعیت زاویه‌ای بازو اندازه‌گیری می‌شود و اطلاعات دریافتی به میکروکنترلر منتقل می‌گردد تا بتوان بازه حرکتی آرنج را مطابق با برنامه توانبخشی در نظر گرفته‌شده کنترل نمود. تنظیم سرعت دوران موتور محرک با تغییر سیکل کاری سیگنال-PWM محقق می‌شود. از این طریق می‌توان حرکت را با سرعت مناسب طراحی نمود. به منظور بالابردن ایمنی دستگاه، یک سوئیچ برای قطع کردن جریان برق در سیستم در نظر گرفته شده تا در مواقع بروز مشکل، بتوان دستگاه را خاموش کرد تا از آسیب دیدن شخص و تجهیزات الکترونیکی جلوگیری شود.

۵-۱۰- بررسی عملکرد دستگاه

براساس پارامترهای موثر در تعیین عملکرد دینامیک مکانیزم، آزمایش‌هایی طراحی شده تا به کمک آنها بتوان تغییرات مولفه‌های سینماتیکی و سینتیکی دستگاه را مورد مطالعه قرار داد.

۵-۱۰-۱- آزمایش یک: اندازه‌گیری سرعت دوران بازوی محرک

برای اندازه‌گیری سرعت دوران بازو از سنسور شیب مدل zcity با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰ هرتز استفاده شده است. بازه سنجش این سنسور ۷۰+ تا ۷۰- درجه می‌باشد. با توجه به

اینکه بازه دوران دستگاه موردنظر ۱۲۰ درجه است، استفاده از این سنسور برای سنجش زاویه دوران لینک متصل به ساعد مناسب است. نحوه قرارگیری سنسور روی مکانیزم در شکل (۵-۱۷) نشان داده شده است.



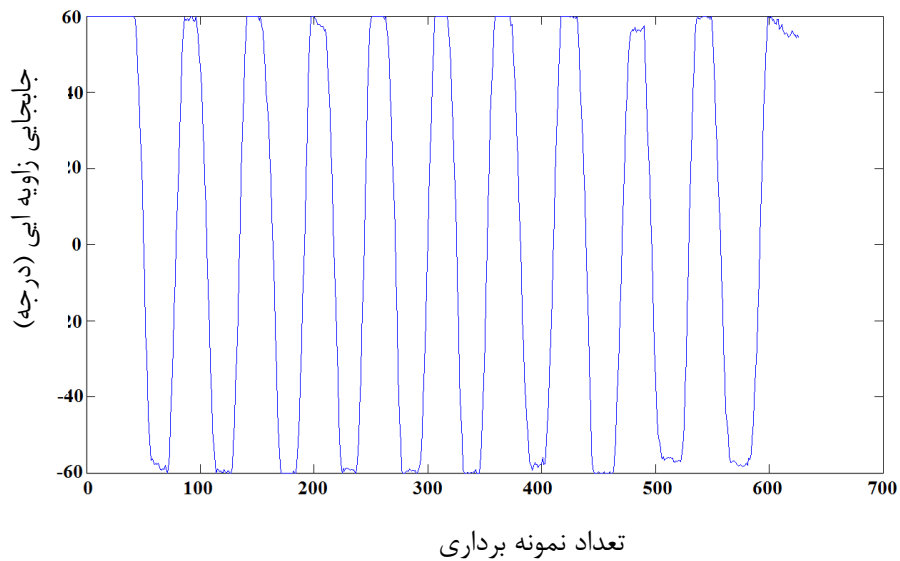
(ب)



(الف)

شکل (۵-۱۷) الف: جانمایی سنسور جابجایی زاویه ای. ب: نحوه اتصال سنسور جابجایی زاویه ای به مدار کنترلی

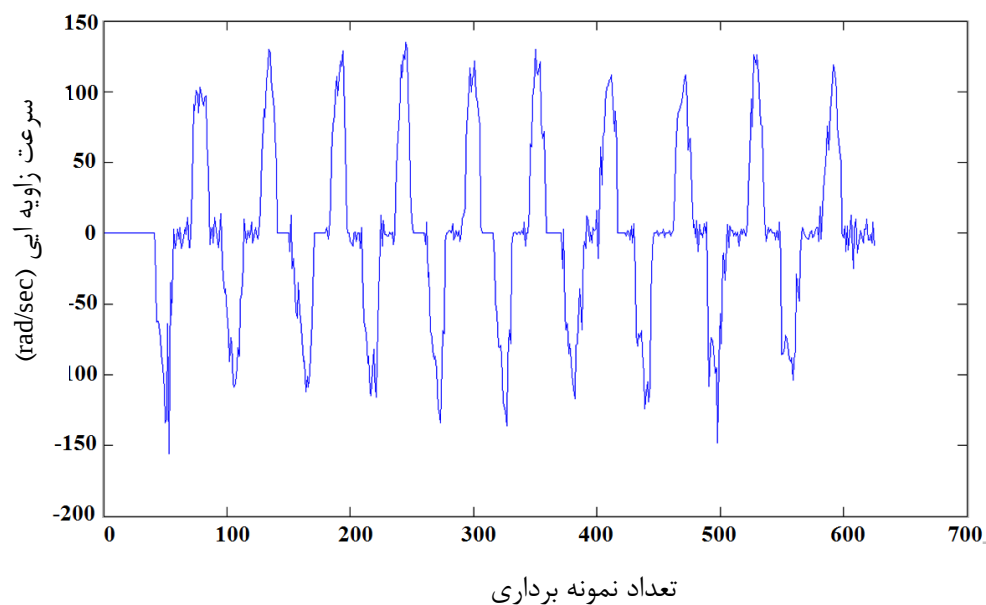
برای انجام آزمایش، ابتدا دستگاه به دست کاربر متصل می‌شود و فرمان حرکتی از طریق کامپیوتر به مدار کنترلی ارسال می‌گردد. در حین حرکت، اطلاعات دریافتی از سنسور شیب، از طریق میکروکنترلر و به کمک مازول ارتباط USB به سریال به کامپیوتر منتقل می‌گردد. در کامپیوتر به کمک کدنویسی در نرم‌افزار متلب، سرعت و شتاب زاویه بازوی محرک نیز محاسبه می‌شود. در نهایت جابجایی زاویه‌ای لینک متصل به ساعد به همراه سرعت و شتاب زاویه‌ای دوران به صورت نمودار نشان داده می‌شود. آزمایش ۴۰ مرتبه تکرار شده است، از آنجا که نتایج تفاوت چندانی با یکدیگر ندارند، نتایج مربوط به جابجایی زاویه‌ای برای بازه ده سیکل حرکتی در شکل (۵-۱۸) نشان داده شده است.



شکل (۵-۱۸) جابجایی زاویه ای (deg) لینک متصل به ساعد در ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست بالا است و حرکت به سمت پایین انجام می شود)

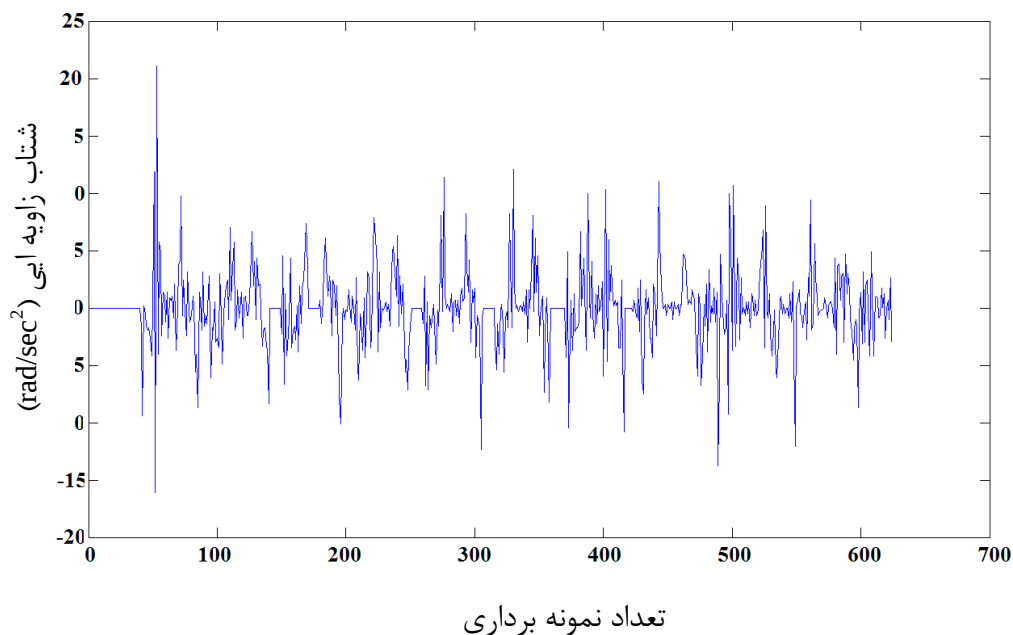
تغییرات سرعت زاویه‌ای برای ده سیکل حرکتی در

شکل (۵-۱۹) نشان داده شده است.



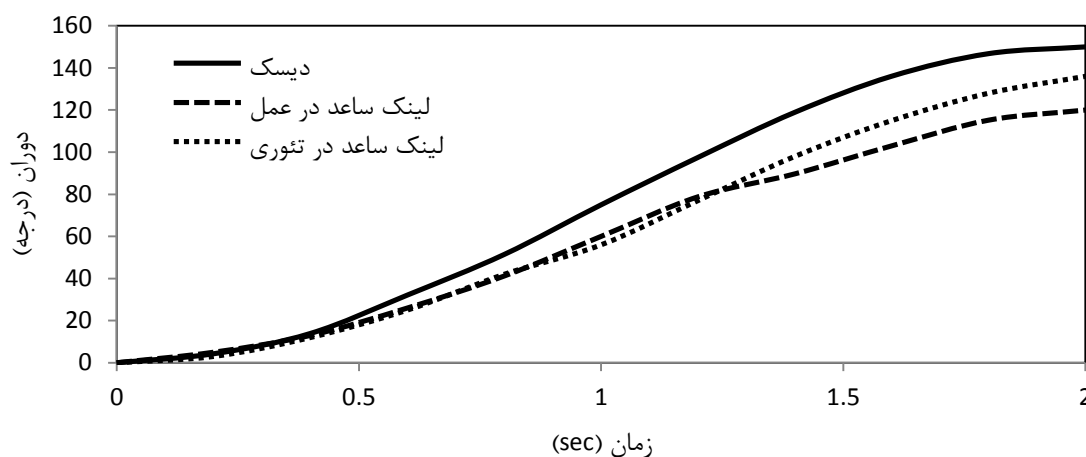
شکل (۵-۱۹) سرعت زاویه ای (deg/sec) لینک متصل به ساعد در ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست بالا است و حرکت به سمت پایین انجام می شود)

تغییرات شتاب زاویه‌ای در حین حرکت در شکل (۵-۲۰) نشان داده شده است.



شکل (۵-۲۰) شتاب زاویه ای (deg/sec^2) لینک متصل به ساعد در ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست بالا است و حرکت به سمت پایین انجام می شود)

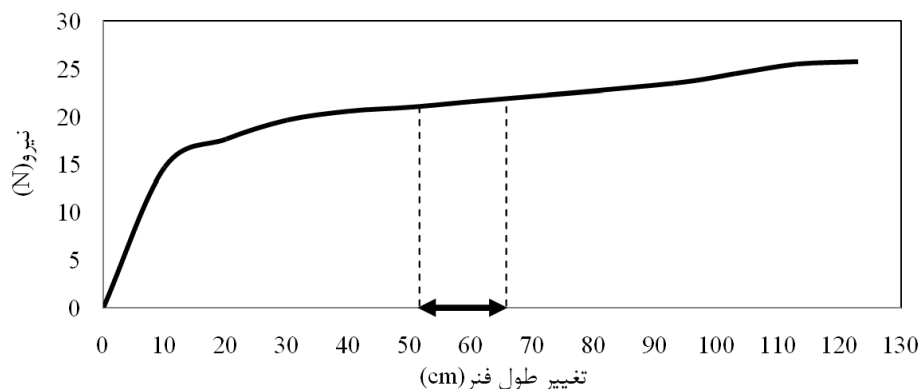
لازم به ذکر است، از آنجا که سرعت متوسط دوران دستگاه‌های توانبخشی آرنج (rad/sec) ۱ است، زمان دوران لینک متصل به ساعد در این مکانیزم برای بازه 120° - درجه-ای، در حدود ۲ ثانیه در نظر گرفته شده است. در شکل (۵-۲۱) مقایسه‌ای میان جابجایی زاویه‌ای مکانیزم در آزمایش با نتایج تئوری انجام شده است.



شکل (۵-۲۱) مقایسه دوران دیسک راهنما و دوران بازو در حالت تئوری و عملی

۵-۱۰-۲- آزمایش دو: اندازه گیری تغییرات نیروی کشش کابل

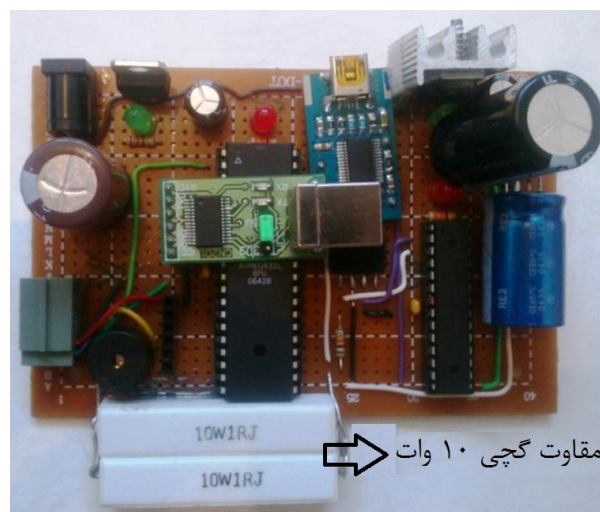
در طراحی و ساخت دستگاه توانبخشی آرنج موردنظر، به عنوان یک فرض اولیه، نیروی کشش کابل طی حرکت ثابت درنظر گرفته شد. در پروسه ساخت به منظور کاهش هزینه و افزایش ایمنی کارکرد، برای تامین نیروی کشش کابل از یک بالانسر فنری استفاده شده است. طی این آزمایش تغییرات نیروی بالانسر در حین حرکت بررسی می شود. برای انجام آزمایش از یک ترازوی فنری برای اندازه گیری تغییرات نیرو در بالانسر فنری به ازاء تغییر طول کابل استفاده شده است. نمودار حاصل از تغییرات نیروی فنر برحسب تغییر طول کابل در شکل (۵-۲۲) نشان داده شده است. محدوده مشخص شده روی محور افقی نشان دهنده بازه تغییرات طول کابل در حین دوران ساعد است. با توجه به تغییرات نیروی بالانسر در این محدوده می توان با تقریب خوبی، نیروی کشش کابل را ثابت در نظر گرفت. بنابراین می توان نتیجه گرفت که فرض اولیه در مورد ثابت بودن نیروی کشش کابل در نمونه ساخته شده رعایت شده است.



شکل (۵-۲۲) تغییر نیروی کشش در بالانسر فنری به ازاء تغییر طول کابل. محدوده مشخص شده روی محور افقی مربوط به تغییر طول کابل به ازاء دوران دستگاه توانبخشی آرنج در محدوده کاری می باشد. محدوده مشخص شده از ۵۲ سانتی متری مبدا آغاز شده و ۱۴ سانتی متر طول دارد که برابر با تغییر طول کابل حین دوران ساعد می باشد.

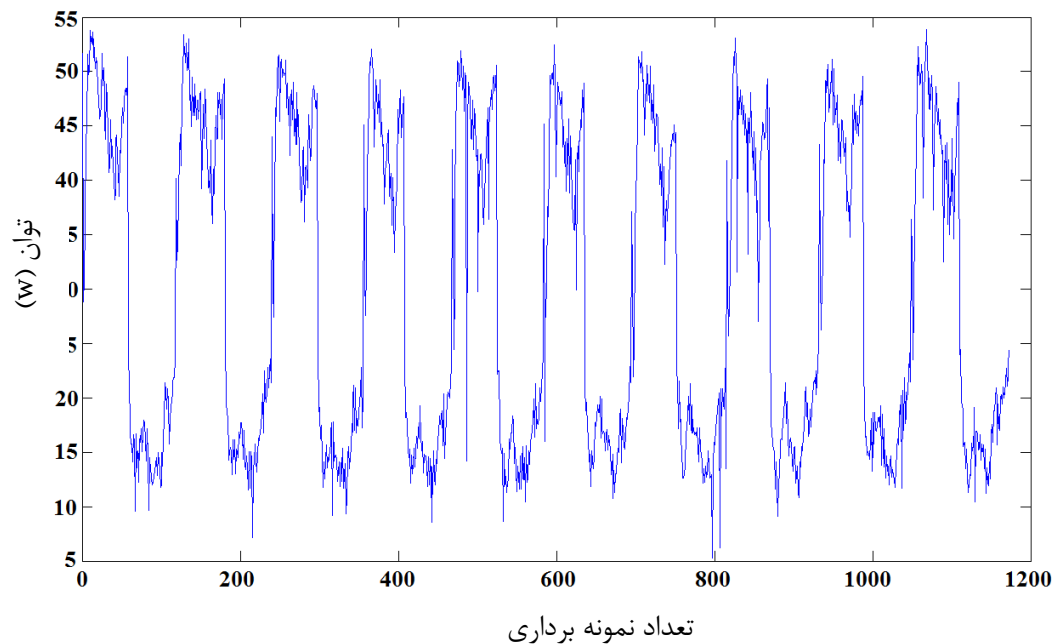
۵-۱۰-۳- آزمایش سه: تعیین تغییرات توان موتور محرک

به منظور تعیین تغییرات توان مصرفی موتور محرک دیسک راهنما، از یک مدار سنسور شامل ۴ مقاومت گچی ۱۰ وات که به صورت موازی با یکدیگر قرار دارند استفاده می‌شود. هدف از طراحی این مدار اندازه‌گیری جریان موتور می‌باشد. وضعیت قرارگیری مقاومت‌ها در مدار در شکل (۵-۲۳) نشان داده شده است.



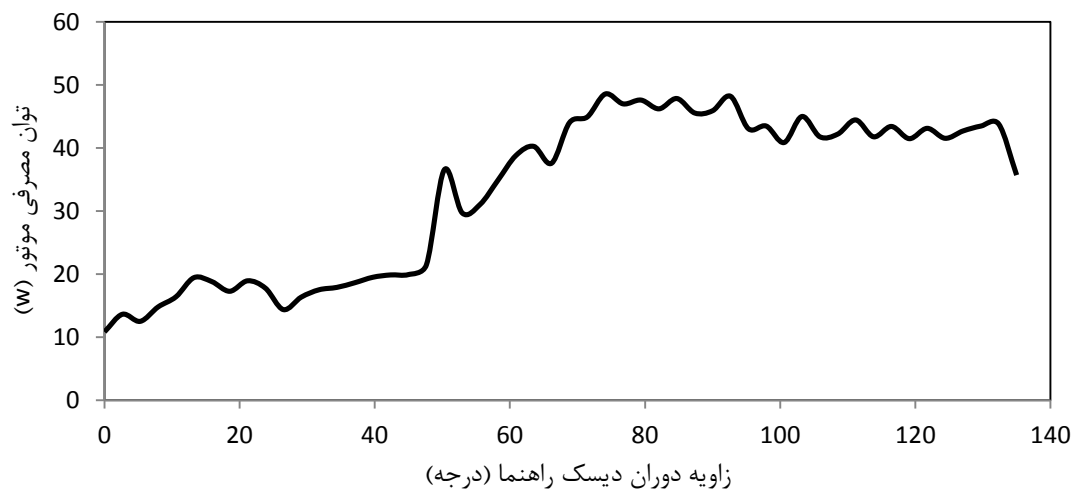
شکل (۵-۲۳) مدار سنسور جریان مصرفی موتور

عملکرد این مدار بدین صورت است که، با عبور جریان موتور از مقاومت‌ها اختلاف ولتاژ حاصل در دو سر آنها به میکروکنترلر فرستاده می‌شود و میکروکنترلر جریان متناظر با هر ولتاژ را تعیین می‌نماید. سپس اطلاعات حاصل از طریق مازول ارتباط سریال به USB به کامپیوتر منتقل می‌شود. در نهایت جریان بدست آمده را در ولتاژ موتور ضرب می‌کنیم تا توان مصرفی آن محاسبه شود. آزمایش بیان شده ۴۰ مرتبه تکرار شده است. به دلیل مشابهت نتایج و به منظور نمایش بهتر جزئیات، در شکل (۵-۲۴)، نمودار برای ۱۰ سیکل حرکتی نشان داده شده است.



شکل (۲۴-۵) تغییرات توان برای ده سیکل حرکتی (در شروع حرکت دست در بالا قرار دارد و به سمت پایین حرکت می کند)

در شکل (۲۵-۵) تغییرات توان مصرفی موتور محرک دیسک راهنما در آزمایش مربوط به حرکت خم کردن (فلکشن) بازوی محرک نشان داده شده است. با مقایسه این نمودار با شکل (۹-۵) مشاهده می شود با افزایش گشتاور بازوی محرک، توان مصرفی موتور دیسک راهنما نیز افزایش می یابد.



شکل (۲۵-۵) تغییرات توان مصرفی موتور مربوط به حرکت خم کردن بازوی محرک

۵-۱۱- نتیجه گیری

مکانیزم محرک کابلی با ویژگی‌های ذیل در این پایان‌نامه طراحی و ساخته شده است:

۱- کنترل گشتاور و سختی، به صورت مستقل از هم در حین حرکت، به منظور شبیه سازی هرچه بهتر عملکرد دست انسان.

۲- عملکرد دستگاه در حالت بازگشت‌پذیر به علت استفاده از مکانیزم انتقال نیروی کابلی

۳- کاهش انرژی مصرف شده با استفاده از جبران‌ساز جاذبه.

۴- کاهش وزن میله‌بندی به کمک انتقال حرکت توسط کابل از منبع نیروی تعبیه شده روی پایه.

با استفاده از محرک کابلی و با توجه به فرآیند انتقال گشتاور به نقطه اثر نهایی در این مکانیزم، دستگاه توانبخشی معرفی شده در تعامل با محیط خارج عمل خواهد کرد و دارای خاصیت بازگشت‌پذیری خواهد بود. در این شرایط اگر بیمار گشتاوری بیشتر از بیشینه مقدار طراحی را اعمال نماید، قادر خواهد بود مسیر حرکت دستگاه را تغییر دهد. خاصیت بازگشت‌پذیری در دستگاه‌های توانبخشی و اندام‌های مصنوعی رباتیک بسیار حائز اهمیت می‌باشد. در این شرایط تعاملی ایمن میان ربات و انسان ایجاد خواهد شد و خطر آسیب دیدگی ناشی از اعمال نیروهای اضافی و ناخواسته به اعضای بدن رفع می‌گردد.

ویژگی‌های سینتیک و سینماتیکی حرکت ساعد به ازاء شرایط استاندارد توانبخشی مورد بررسی قرار گرفته است. با استناد به تطابق روند تغییرات سختی مکانیزم با نتایج آزمایشگاهی مربوط به سختی آرنج، می‌توان بر این مکانیزم توانبخشی با سختی قابل تنظیم صحه گذاشت.

این مکانیزم به شکل قابل قبولی رفتار دست انسان را از نظر تولید گشتاور و سختی مفصل شبیه‌سازی می‌کند، به همین دلیل گزینه مناسبی در عرصه ربات‌های انسان‌نما محسوب می‌شود. به علاوه اندام‌های مصنوعی، پوشش‌های اندامی رباتیکی و کاربردهای توانبخشی، می‌توانند از ویژگی‌های مکانیزم طراحی شده بهره ببرند.

فصل ششم:

جمع بندی و پیشنهادها

۶-۱- مقدمه

هدف از انجام این پایان نامه شبیه سازی عملکرد یک سیستم واسط مغز و کامپیوتر بر اساس سیگنال های تصور حرکتی مغز می باشد. برای این منظور از داده های مربوط به بانک داده II از مسابقات BCI III استفاده شده است. بانک داده مذکور از دو گروه تشکیل شده که شامل تصورات ذهنی حرکت به سمت چپ و راست است. بنابراین به منظور کنترل حرکت یک مکانیزم خاص، تنها می توان دو وضعیت حرکتی را با استفاده از این بانک داده کنترل نمود. این دو وضعیت می تواند حرکت به سمت چپ و یا راست در یک ویلچیر و یا حرکت به سمت جلو و یا توقف یک موبایل ربات باشد. اما در این پژوهش از آنجا که رویکرد توانبخشی در طراحی مکانیزم مورد توجه قرار داشت و همچنین با توجه به محدودیت فرمان کنترلی که به واسطه بانک داده مورد استفاده وجود داشت، طراحی و ساخت یک دستگاه توانبخشی آرنج مورد توجه قرار گرفت تا با استفاده از سیگنالهای مربوط به این بانک داده بتوان حرکت خم و راست شدن مفصل آرنج کاربر را کنترل نمود. هدف از طراحی مکانیزم محرک کابلی برای دستگاه توانبخشی مورد نظر آن است که، علاوه بر بهره بردن از مزایای محرک های کابلی، امکان شبیه سازی رفتار دست انسان از نظر تغییرات سختی فراهم شود. نتایج تحلیل تئوری نشان دهنده تطابق ذاتی تغییرات سختی مکانیزم با تغییرات سختی آرنج انسان است. همین شباهت، امکان استفاده از این مکانیزم را به عنوان یک پوشش خارج استخوانی و یا به عنوان یک پروتز مصنوعی فراهم می آورد.

۶-۲- خلاصه کارهای انجام شده در این پایان نامه

فرآیند پردازش سیگنال در این پژوهش شامل مراحل زیر است

- تعیین فرکانس‌های موثر در تفکیک سیگنال‌های مغزی به کمک روش DSLVQ و جستجوی فرکانسی.

- استخراج ویژگی از سیگنال‌های مغزی به کمک روش بسته موجک و تشکیل بردار ویژگی بر اساس ضرایب موجک مربوط به فرکانس‌های تعیین شده در مرحله قبل.

- طبقه‌بندی سیگنال‌های مغزی به کمک پنج روش مختلف شامل: SVM، MLP، k-NN، پارزن و بیزین.

- استفاده از راهکار ترکیب طبقه‌بندها برای افزایش دقت طبقه‌بندی سیستم. اعمال

عملگر OWA و روش‌های مبتنی بر انتگرال فازی (سوگنو و چکوئت) بر نتایج طبقه‌بندهای SVM، MLP و k-NN.

با توجه به پایین بودن زمان پردازش در روش OWA نسبت به سایر روش‌ها، نتایج حاصل از این روش برای بکارگیری در چرخه BCI در این پایان‌نامه برگزیده شده است. به منظور طراحی دستگاه توانبخشی موردنظر و کنترل آن به کمک سیگنال‌های مغزی، مراحل زیر انجام پذیرفته است.

- طراحی مفهومی مکانیزم‌های چند مفصلی دارای محرک کابلی
- شبیه‌سازی و حل معادلات دینامیکی مکانیزم دو مفصلی دارای محرک کابلی
- طراحی و شبیه‌سازی نرم‌افزاری عملکرد مکانیزم تک مفصلی دارای محرک کابلی با هدف معرفی یک دستگاه جدید برای توانبخشی آرنج.

- بهینه‌سازی طراحی و ساخت دستگاه توانبخشی آرنج با محرک کابلی
- طراحی و ساخت مدار الکترونیکی مورد نیاز برای ایجاد ارتباط بین سیستم کنترلی دستگاه توانبخشی ساخته شده با سیگنال‌های مغزی.
- در انتها نیز با طراحی چند آزمایش عملکرد مکانیزم مورد بررسی قرار گرفت و توانایی آن در شبیه‌سازی عملکرد دست انسان آزمایش شده است.

۶-۳- نتایج

نتایج این پایان‌نامه به صورت زیر قابل بیان است:

- سیگنال‌های مغزی دارای ویژگی‌های زمانی و فرکانسی هستند بنابراین استفاده از روش‌هایی مانند تبدیل بسته موجک برای استخراج ویژگی از این سیگنال‌ها موجب افزایش دقت طبقه‌بندی خواهد شد.
- تعیین ویژگی‌های دارای اطلاعات مفید و حذف ویژگی‌های تکراری و کم اهمیت طی پروسه انتخاب ویژگی موجب کاهش حجم محاسبات و زمان مورد نیاز برای تعیین کلاس هر بردار ویژگی خواهد شد. همچنین با این کار دقت طبقه‌بندی افزایش می‌یابد.
- استفاده از روش‌های غیرپارامتری و طبقه‌بندهای غیرخطی در فرآیند طبقه‌بندی، دقت بالاتری به همراه خواهند داشت. البته انتخاب طبقه‌بند بستگی به نحوه توزیع داده‌های کلاس‌های مختلف در فضای ویژگی دارد و بر این اساس طبقه‌بندهایی انتخاب می‌شوند که در کمترین زمان ممکن با بالاترین دقت ورودی‌های مربوط به کلاس‌های مختلف را تفکیک نمایند.

- استفاده از راهکار ترکیب طبقه‌بندها برای رسیدن به اجماع نظر میان طبقه‌بندهای مختلف موجب افزایش دقت طبقه‌بندی خواهد شد. البته طبقه‌بندهایی که نتایج آنها برای ترکیب انتخاب می‌شوند علاوه بر آنکه هریک به تنهایی باید دقت مناسبی داشته باشند (حداقل دقت ۵۰ درصد) لازم است از ساز و کار تصمیم‌گیری متفاوتی^۱ استفاده نمایند.
- محرک کابلی دارای ویژگی‌های عملکردی مناسبی است و استفاده از آنها در ربات‌های موازی و ربات‌های سبک وزن مورد توجه می‌باشد.
- دستگاه توانبخشی آرنج ساخته شده بر مبنای محرک کابلی قابلیت شبیه‌سازی رفتار آرنج انسان را دارد و می‌تواند موجب تسریع فرآیند توانبخش دست بیماران شود.
- در فرآیند پردازش سیگنال‌های مغزی تلاش می‌شود تا حدممکن تصورات ذهنی به درستی طبقه‌بندی شوند. در صورت عدم طبقه‌بندی صحیح سیگنال‌های مغزی، فرمان‌های حرکتی صادر شده برای موتور دستگاه، مطابق تصور ذهنی فرد نخواهد بود و در شرایطی که محرک مکانیزم غیر بازگشت‌پذیر باشد، دست در مسیری غیر از مسیر مطلوب حرکت خواهد کرد. این موضوع موجب آسیب‌دیدگی بیشتر بیمار خواهد شد. بنابراین طراحی مکانیزم محرک کابلی با خاصیت بازگشت‌پذیری این مزیت را به همراه دارد که در شرایطی که سیگنال‌های مغزی به درستی تفسیر

¹ divesrity

نشده و حرکتی نامناسب انجام گیرد، کاربر بتواند با اعمال مقدار کمی نیرو در مقابل این حرکت مقاومت کند. در این شرایط اگرچه در برخی شرایط دقت تعقیب مسیر بازوی محرک کاهش می‌یابد ولی همواره استفاده از دستگاه ایمن خواهد بود.

۶-۴- کارهای آینده

رعایت نکات زیر در راستای تکمیل چرخه BCI مطرح شده در این پایان‌نامه و بهبود عملکرد توانبخشی مکانیزم ساخته شده موثر است.

- همانطور که بیان شده تحقیقات انجام شده در حیطه پردازش سیگنال در این پژوهش، محدود به بخش استخراج ویژگی، کاهش ویژگی و طبقه‌بندی می‌باشد که در نهایت از راهکار ترکیب طبقه‌بندها برای افزایش دقت طبقه‌بندی استفاده شده است. اما به منظور کامل نمودن چرخه ارتباطی واسط کامپیوتری با مغز، ضروریست عملیات برداشت سیگنال و پیش‌پردازش نیز به مجموعه فعالیت‌های فوق افزوده شود تا بتوان بجای استفاده از بانک داده از پیش تهیه شده، به صورت مستقیم از سر کاربر، برداشت سیگنال انجام داده و یک چرخه کامل برخط BCI را تشکیل داد. انجام این کار نیازمند آشنایی بیشتر با مباحث مرتبط با فیلترینگ سیگنال و افزایش نسبت سیگنال به نویز است. همچنین استفاده از مدار DSP و پیاده‌سازی کدهای پردازش سیگنال بر روی آن، بجای استفاده از کامپیوتر و نرم‌افزار متلب، کمک شایانی به افزایش سرعت تبادل اطلاعات بین مغز انسان و سیستم کنترلی می‌نماید.

• در آزمایش‌های طراحی شده، سیستم در حالت کنترل حلقه‌باز مورد بررسی قرار گرفت تا شباهت عملکرد ذاتی مکانیزم به دست انسان و آنچه که از یک دستگاه توانبخشی ایده‌آل انتظار می‌رود آزموده شود. در صورتی که برای کنترل حرکت این دستگاه در یک فرآیند توانبخشی بخواهیم از سیگنال‌های تصور حرکتی مغز استفاده نماییم نیاز است که شروع و خاتمه هر بازه حرکتی توسط یه واسط تصویری و یا صوتی (واقعیت مجازی) به کاربر اطلاع داده شود. همچنین با تعبیه تعدادی سنسور تغییرات نیرو و سرعت حرکت در سیکل‌های مختلف را اندازه‌گیری شود و بازخورد مناسبی از روند بهبودی بیمار در اختیار خود وی و یا پزشک معالج قرار داده شود تا بر این اساس روند حرکات مورد نیاز بیمار تنظیم گردد. همچنین می‌توان در یک لوپ کنترلی حلقه بسته با استفاده از بازخوردهای دریافتی از نیروی کشش کابل و زاویه دوران دیسک راهنما، میزان این پارامترها را طوری تنظیم نمود که عملکرد دستگاه توانبخشی در هر شرایط حرکتی، بیشترین شباهت را به عملکرد آرنج انسان از نظر تغییرات سختی و امپدانس داشته باشد. بنابراین با انجام اصلاحاتی می‌توان نمونه تجاری دستگاه توانبخشی مورد نظر را ساخت و آن را به تولید انبوه رساند.

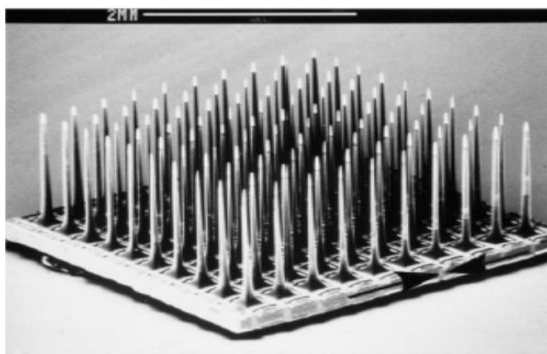
موارد فوق با هدف کاربردی کردن سیستم BCI معرفی شده در این پایان‌نامه و افزایش راندمان عملیاتی آن، بیان شده است. این فعالیت‌ها، نشان‌دهنده ادامه مسیر تحقیقات انجام شده در این پایان‌نامه است که برای تکمیل کارهای صورت گرفته، در آینده نزدیک انجام خواهد شد.

پیوست ها

پیوست الف - روش های برداشت سیگنال از مغز

الف - ۱ - الکتروکارتیوگرافی و میکروالکترودها (ECoG)

روش ECoG یک روش تهاجمی برای دریافت سیگنال مغز می‌باشد که در آن یک آرایه از الکترودها از طریق جراحی زیر جمجمه جاسازی می‌گردد. در این روش الکترودها در مجاورت غشاء سطحی دربرگیرنده مغز قرار می‌گیرند. به علت نزدیکی الکترودها به منبع تولید سیگنال در مغز، در مقایسه با روش EEG، نسبت سیگنال به نویز در این روش بالاتر بوده که ناشی از بالاتر بودن قدرت سیگنال‌های دریافتی و کمتر بودن میزان اغتشاشات می‌باشد. الکترودهای مورد استفاده در برخی موارد، سوزنی شکل بوده و در یک مجموعه به صورت یک آرایه قرار داده می‌شوند، شکل (الف-۱).



(ب)



(الف)

شکل (الف-۱) الف: الکترودها از طریق عمل جراحی روی سطح کورتکس مغز قرار داده می‌شوند. ب: الکترودهای مورد استفاده در روش ECoG که به کمک تکنولوژی VLSI ساخته شده و به کمک تعداد دیگری قطعه الکترونیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۷۱].

استفاده از عمل جراحی برای جاسازی الکترودها در زیر جمجمه خطر بروز مشکل در سلامت فرد و ایجاد اختلال در عملکرد طبیعی مغز وی را به همراه دارد. زمانی که یک جراح الکترودی را در مغز جای می‌دهد، یاخته‌های مغزی می‌کوشند الکترودها را محاصره نمایند. این کار موجب می‌شود سیگنال‌های ارسالی از سوی این الکترودها تضعیف شوند و

کارایی سیستم کاهش بیابد. یافتن مواد سازگار با بیولوژی بدن و جلوگیری از ایجاد عفونت از جمله چالش‌های استفاده از این روش می‌باشد. تلاش‌های کنونی بر ساخت ترکیب آمینواسیدهایی متمرکز است که سطوح خارجی اعصاب و پوشش الکترودها با آن‌ها پوشش داده می‌شوند تا سیستم دفاعی بدن را به اشتباه بیندازد تا الکترودها را همانند دیگر سلول‌های عادی بپذیرد. با این وجود مزایایی از قبیل افزایش کیفیت سیگنال‌ها، قابل حمل بودن تجهیزات برداشت سیگنال، کوتاه شدن پروسه پردازش سیگنال و دستیابی به نتایج خروجی بهتر در زمان کوتاه‌تر باعث شده که از این روش به عنوان جایگزین مناسب برای روش EEG یاد شود.

الف - ۲- تحلیل امواج مغناطیسی مغز (MEG)

یک روش غیرتهاجمی بوده که هدف از آن شناسایی میدان‌های مغناطیسی ناشی از جریان الکتریکی فعالیت عصبی نورون‌ها در غشاء مغز می‌باشد. از نظر قدرت جداسازی فعالیت-های مغزی در نواحی نزدیک به هم مشابه روش EEG عمل می‌کند. به علت ضعیف بودن سیگنال‌های مغناطیسی دریافتی از مغز، برای دریافت سیگنال‌های قابل استفاده، با طراحی اتاقی مخصوص، تاثیر میدان مغناطیسی زمین روی محیط کارکرد دستگاه MEG حذف می‌گردد. هزینه تجهیزات تصویر برداری مغناطیسی از مغز و ایجاد یک محیط ایزوله مغناطیسی برای سیستم بسیار گران است ضمن آنکه این تجهیزات غیرقابل حمل می‌باشد، این ویژگی‌ها استفاده از آن را در کاربردهای BCI غیرممکن ساخته است.



شکل (الف-۲) تصویری از یک دستگاه عکس برداری مغناطیسی مغزی. به علت بزرگ بودن تجهیزات، سیستم های MEG در زمینه BCI غیرقابل استفاده می باشند.

الف-۳- تصویربرداری رزونانس مغناطیسی^۱ (fMRI)

روش fMRI یک راهکار برای اندازه گیری میزان اکسیژن در جریان خون داخل مغز می-باشد. زمانی که نورون‌های قسمتی از مغز فعال شوند میزان مصرف اکسیژن در آنها افزایش می‌یابد. بر همین اساس می‌توان میزان فعالیت قسمت‌های مختلف مغز را بررسی نمود. با استفاده از این روش می‌توان میزان فعالیت سلول‌های مغزی را علاوه بر غشاء خارجی در نواحی میانی مغز نیز به خوبی بررسی نمود به همین علت استفاده از fMRI نسبت به سایر روش‌ها اطلاعات بیشتری از قسمت‌های مختلف مغز در اختیار ما قرار می‌دهد. اما از آنجا که تغییرات فیزیولوژیک با تاخیر چند ثانیه‌ای قابل دریافت می‌باشند از این روش در کاربردهای برخط و بلادرنگ نمی‌توان استفاده نمود. همچنین تجهیزات لازم بسیار گران و بزرگ و غیرقابل حمل می‌باشد که همین امر استفاده از آن را در کاربردهای روزانه BCI

¹ Functional Magnetic Resonance Imaging

ناممکن می‌سازد. پزشکان از این روش برای تشخیص بیماری‌های مختلف مانند صرع، آلزایمر و افسردگی در درمانگاه‌ها استفاده می‌کنند. همچنین محققان آن را برای گرفتن معیارهایی درباره عملکرد خاصی از مغز یا پیدا کردن محل مناسب برای نصب الکترودهای برداشت سیگنال به کار می‌گیرند. به عنوان مثال با قراردادن شخص در دستگاه MRI از او خواسته می‌شود تا در مورد حرکت دادن دست خود فکر کند در این صورت تصاویر مغزی وی نشان خواهد داد که کدام بخش مغز هنگام حرکت دست فعال است و محل مناسب برای نصب الکترودها کجاست.

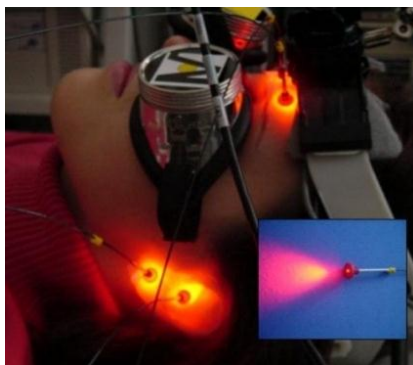


شکل (الف-۳) دستگاه تصویر برداری رزونانسی از مغز

الف-۴ - طیف نگاری مادون قرمز از مغز^۱ (NIRS)

همانند روش fMRI در این روش نیز فعالیت‌های فیزیولوژیک مغز مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این روش میزان اکسیژن خون در قسمت‌های مختلف مغز براساس بازتاب نور مادون قرمز تابیده شده اندازه‌گیری می‌شود. تاخیر زمانی در شناسایی فعالیت قسمت‌های مختلف مغز باعث شده تا در تعداد محدودی از مطالعات انجام شده در زمینه BCI از این روش استفاده شود.

¹ Near Infrared Spectroscopy



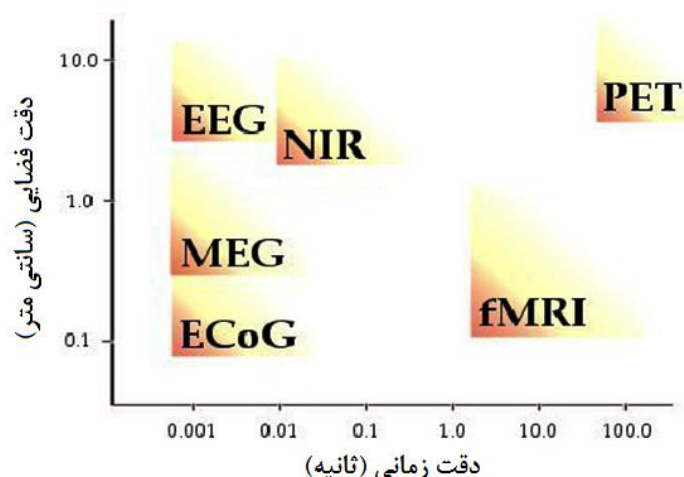
شکل (الف-۴) تجهیزات مورد استفاده برای طیف نگاری مادورن قرمز از مغز

الف-۵- طیف نگاری پرتوهای پوزیترون PET

با استفاده از این روش میزان انرژی مصرفی در قسمت‌های مختلف مغز مورد بررسی قرار می‌گیرد. با انجام تصویر برداری مغزی مقدار نوع مشخصی از گلوکز^۱ در مغز را اندازه‌گیری می‌نمایند. گلوکز نوعی قند است که منبع اصلی تامین انرژی مغز می‌باشد. هر قسمت از مغز که فعالیت بیشتری داشته باشد مصرف گلوکز و میزان جریان خون در آن ناحیه بیشتر می‌شود بنابراین می‌توان میزان فعالیت نواحی مختلف مغزی را با این روش تعیین نمود.

همانطور که اشاره شد NIRS و PET سایر روش‌های تصویربرداری از فعالیت‌های مغزی می‌باشند. از آنجا که تجهیزات مرتبط با PET و NIRS گران‌قیمت و بزرگ بوده و قابل حمل نیستند، در کاربردهای BCI استفاده نمی‌شوند. اما در کاربردهای اولیه BCI نظیر شناسایی الگوی فعالیت‌های مغزی در مواردی مانند تشخیص بیماری‌های صرع یا آلزایمر مفید هستند. در شکل (الف-۵) مقایسه‌ای از نظر دقت مکانی و زمان تشخیص فعالیت‌های مغزی بین روش‌های مختلف صورت گرفته است.

¹ fluorodeoxy glucose



شکل (الف-۵) مقایسه عملکرد روش‌های مختلف برداشت سیگنال مغزی [۷۲]

پیوست ب - طیف فرکانس سیگنال‌های مغزی

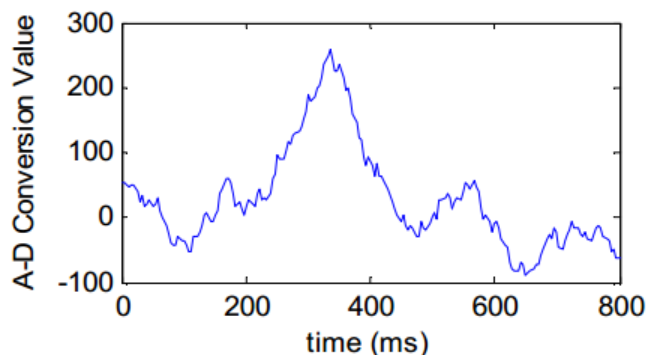
در جدول خصوصیات طیف‌های فرکانسی مختلف مغزی به صورت مختصر بیان شده است.

جدول (ب-۱) طیف‌های فرکانسی سیگنال‌های مغزی

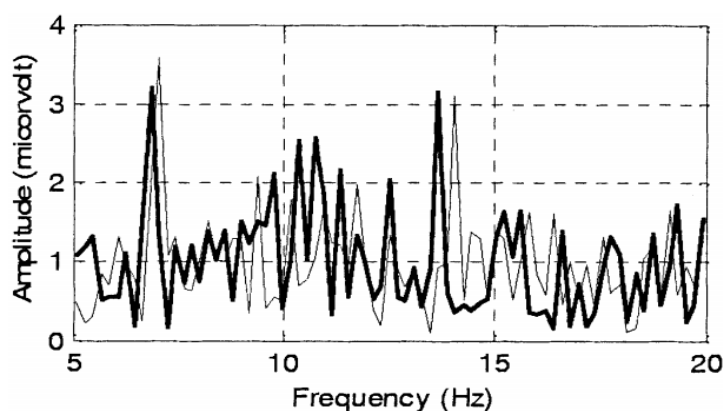
نام طیف	بازه فرکانسی	ویژگی‌ها
دلتا- δ	۰-۴ هرتز	امواج مغزی افراد بالغ در هنگام خواب و امواج مغزی کودکان
تتا- θ	۴-۷ هرتز	مربوط به نوجوانان و مربوط به حالت خواب آلودگی در جوانان مربوط به حالت مدیتیشن در بزرگسالان
آلفا- α	۸-۱۲ هرتز	مربوط به حالت آرامش بزرگسالان که در حالت بسته بودن چشم‌ها ایجاد می‌شود
بتا- β	۱۲-۳۰ هرتز	مربوط به حالت هوشیاری و انجام فعالیت در حالت مشغول بودن ذهن و استرس و نگرانی ایجاد می‌شود
گاما- γ	۳۰-۱۰۰ هرتز	مربوط به حالت هوشیاری و انجام فعالیت زمانی که یک تصور ذهنی انجام شود ایجاد می‌گردد
میو- μ	~ ۱۰ هرتز	با انجام تصورات حرکتی دامنه سیگنال‌های این طیف کاهش می‌یابد.

پیوست ج - نمایش سیگنال‌های مغزی

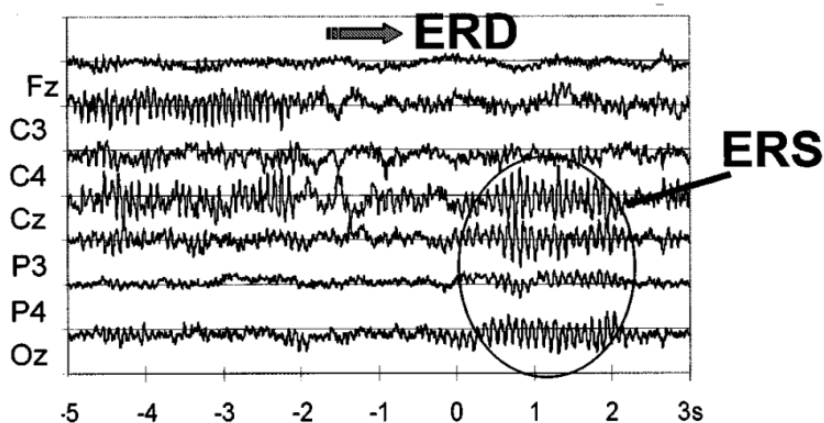
نمونه‌ایی از سیگنال‌های P300 و SVEP و ERD/ERS در شکل‌های زیر نشان داده شده است.



شکل (ج-۱) نمونه ایی از سیگنال P300 که به صورت یک پیک مثبت و ۳۰۰ میلی ثانیه پس از تحریک بینایی در سیگنال مغزی مشاهده می شود [۷۳].



شکل (ج-۲) دامنه نوسانات سیگنالهای SSVEP حاصل از دو منبع نوری نوسانی با فرکانس های ۶٫۸۳ هرتز (خط ضخیم) و ۷٫۰۳ هرتز (خط نازک). [۷۳]

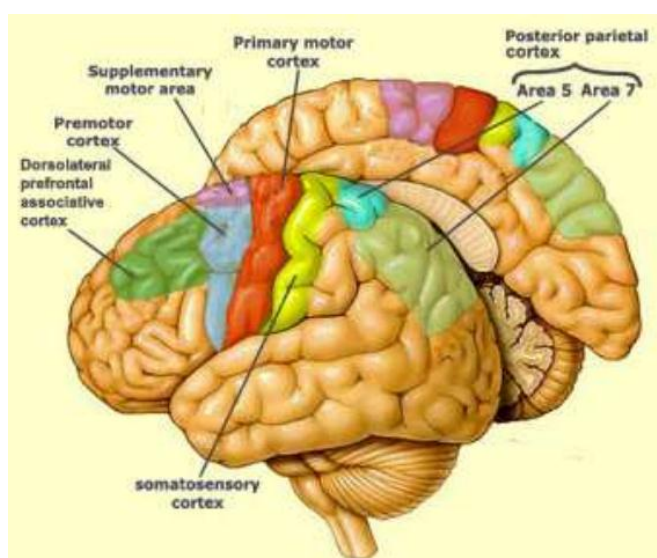


شکل (ج-۳) نحوه تولید نوسانات ERD/ERS در سیگنال‌های EEG همزمان با حرکت دست راست. با شروع حرکت از ثانیه صفر، نوسانات طیف آلفا در ناحیه پس سری از نمیکره سمت راست افزایش بیشتری نسبت به نوسانات نمیکره سمت چپ دارد [۷۴].

پیوست د- ویژگی‌های سیگنال‌های مغزی

د-۱- پارامترهای مکانی (فضایی)

مغز مرکز کنترل بدن است و هر فرمان کنترلی از یک بخش بخصوص یا ترکیبی از چند بخش از مغز تولید می‌شود. قسمت‌های مختلف مغز و وظایف هریک در شکل (د-۱) نشان داده شده است.

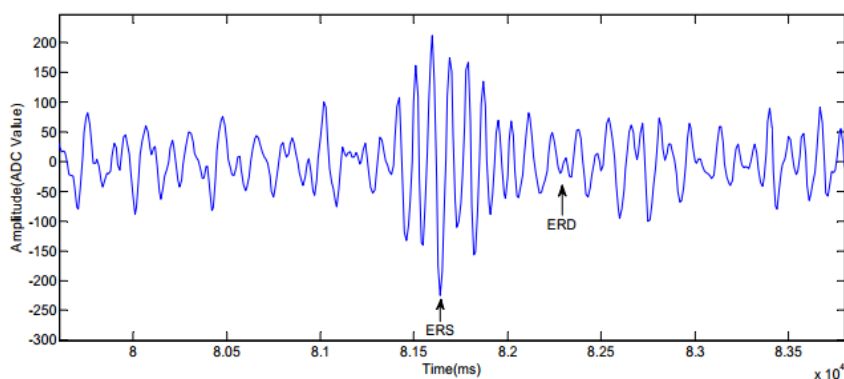


شکل (د-۱) عملکرد نواحی مختلف مغز [۷۵]

د-۲- پارامترهای طیفی (فرکانسی)

بر اساس تغییرات ایجاد شده در دامنه نوسان سیگنال‌های مربوط به ناحیه تصور حرکتی مغز می‌توان از وقوع یک حرکت یا قصد انجام حرکت آگاهی پیدا کرد. این تغییرات به صورت عمده در طیف فرکانسی میو و بتا قابل مشاهده هستند. کاهش دامنه نوسانات منجر به کاهش انرژی سیگنال می‌شود که ناشی از وقوع یک پالس غیرهمفاز با نوسانات سیگنال‌های مغزی می‌باشد و تحت عنوان ERD شناخته می‌شود [۷۶]. پس از انجام حرکت به منظور بازیابی انرژی یک پالس همفاز با سیگنال‌های مغزی تولید می‌شود که

منجر به افزایش دامنه و انرژی سیگنال می‌گردد و با نام ERS شناخته می‌شود [۷۷]. یک چرخه تولید سیگنال‌های ERD و ERS در سیگنال‌های مغزی در شکل (د-۲) نشان داده شده است.

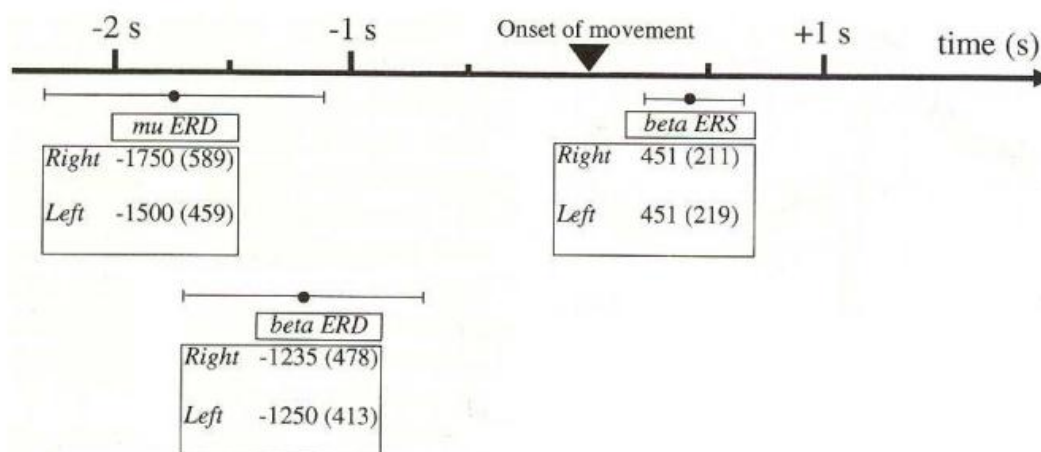


شکل (د-۲) نمایش الگوی سیگنال‌های ERD و ERS

د-۳- پارامترهای زمانی

زمان وقوع ERD و ERS و محل وقوع آنها در سیگنال‌های مغزی در تعیین حرکت موردنظر فرد بسیار اهمیت دارد. در هنگام حرکات خودآگاهانه، ERD و ERS در چند مرحله و در نواحی مشخصی از مغز مشاهده می‌شود. قبل از انجام حرکت و در حدود ۲ ثانیه قبل از شروع آن ERD در امواج میو و بتای دریافتی از ناحیه مربوط به تصور حرکتی مغز در نیم کره مخالف عضو مورد نظر برای حرکت مشاهده می‌شود. هنگام انجام حرکت ERD در امواج میو و بتای دریافتی از نیمکره مغزی در سمت عضو در حال حرکت مشاهده می‌شود. بعد از انجام حرکت فرآیند بازیابی انرژی سیگنال آغاز شده و به صورت آهسته به مدت چند ثانیه در طیف میو و با سرعت بیشتری در طیف بتا انجام می‌شود که به صورت سیگنال‌های ERS در امواج مغزی نیمکره مخالف عضو متحرک مشاهده می‌شود. از میان تمامی موارد فوق نوسانات مربوط به ERD که قبل از انجام حرکت و در نیمکره مخالف

عضو متحرک مشاهده می‌شود در کاربردهای BCI مورد استفاده قرار می‌گیرد. زمان وقوع نوسانات سیگنال‌های مغزی متناسب با تصورات حرکتی در شکل (د-۳) نشان داده شده است.



شکل (د-۳) تفاوت زمان رخداد تغییرات ERD و ERS در طیف μ و β به ازاء تصورات ذهنی متفاوت

[۷۸]

پیوست ۵- تبدیل موجک

تبدیل موجک به صورت همزمان هم از دیدگاه فرکانس و هم زمان سیگنال را بررسی می‌نماید. تبدیل موجک این امکان را فراهم می‌کند ویژگی‌های طیفی قسمت‌های مختلف سیگنال را تحلیل کنیم ضمن آنکه در قسمت‌های مختلف سیگنال از نظر زمانی بزرگ-نمایی انجام دهیم.

تبدیل موجک، یک تابع برای تقسیم سیگنال به بخش‌های کوچکتر و تحلیل آنها ارائه می‌دهد که دارای ویژگی‌های زیر است.

- شکل و دامنه تابع توسط کاربر تعیین می‌گردد.

- اندازه (فرکانس) و محل (زمان) این تابع متناسب با نوع ویژگی مورد مطالعه برای

قسمت‌های مختلف سیگنال و در بازه گسترده‌ایی قابل تغییر است.

ضرایب حاصل از اعمال تبدیل موجک مقادیری اسکالر بوده که نشان‌دهنده تاثیر فرکانس-

های مختلف در زمان‌های گوناگون در طول سیگنال می‌باشند. بنابراین مقادیر حاصل به

صورت یک ماتریس دو بعدی (فرکانس و زمان) نشان داده می‌شوند.

تابع اعمال شده به سیگنال اصلی دارای انواع مختلفی است که از جمله آنها عبارتند از هار

و دابیشز. این توابع در فرکانس‌های مختلف به سیگنال اعمال شده و میزان اثر آنها را نشان

می‌دهد.

تبدیل موجک به دو شاخه گسسته و پیوسته تقسیم می‌شود. در تبدیل موجک پیوسته

سیگنال با استفاده از یک سری توابع پایه بررسی می‌شود که این توابع مقیاسی از هم

هستند. در روش گسسته سیگنال با استفاده از یک فیلتر گسسته سازی از حالت پیوسته

به دیجیتال تبدیل می‌شود. سیگنال مورد بررسی از فیلترهایی با فرکانس‌های قطع متفاوت

که در زمان‌های مختلف به سیگنال اعمال می‌شود عبور می‌کند. زمانی که سیگنال از این

فیلترها عبور می‌کند به دو باند فرکانس تجزیه می‌شود. با استفاده از یک فیلتر پایین‌گذر

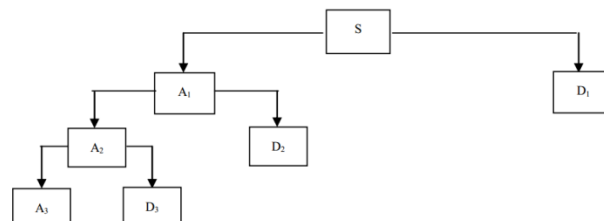
تغییرات ناگهانی و فرکانس بالا از سیگنال جدا شده و یک تقریب یکنواخت از سیگنال

اصلی حاصل می‌شود. به کمک یک فیلتر بالاگذر نیز جزئیات مربوط به تغییرات فرکانس

بالا در سیگنال جدا می‌شود. تبدیل موجک را براساس دفعات استفاده از فیلتر در بازه‌های

زمانی مختلف از سیگنال می‌توان معرفی کرد. نحوه اعمال فیلترهای بالاگذر و پایین‌گذر

در دفعات پیاپی روی سیگنال اصلی به صورت شماتیک در شکل (ه-۱) نشان داده شده است. این شکل نمودار درختی تبدیل موجک نامیده می‌شود.



شکل (ه-۱) نمایش اعمال تبدیل موجک به سیگنال اولیه تا سه مرحله

در هر مرحله اعمال تبدیل موجک، این عملگر تنها بر سیگنال تقریب مرحله قبل اعمال شده و سیگنال جزئیات مورد بررسی قرار نمی‌گیرد، همین امر موجب از دست رفتن بخشی از اطلاعات می‌شود.

پیوست و- روش LVQ

طبقه‌بندهای تصمیم‌گیرنده بر اساس نزدیکترین همسایگی از جمله روش‌های طبقه‌بندی می‌باشند که دارای عملکرد مناسبی بوده و پیاده‌سازی آن برای مسائل مختلف امکان‌پذیر است. برای پیاده‌سازی این روش نیاز است تعدادی بردار شاخص برای هر کلاس به عنوان شاخص تعیین شود تا ورودی‌های جدید نسبت به آنها سنجیده شوند [۳۰]. روش LVQ، یک الگوریتم آموزشی تطبیقی است که به منظور بهینه کردن محل بردارهای شاخص هر کلاس در فضای ویژگی استفاده می‌شود. مراحل اجرای الگوریتم روش LVQ بدین صورت است:

۱. ابتدا تعداد بردارهای شاخص مورد نیاز را تعیین می‌کنیم. (فرض کنید M). اگر K

کلاس مختلف داشته باشیم، طی پروسه آموزش تعداد بردارهای شاخص برای

هر کلاس برابر است با M/K .

۲. مقادیر اولیه مربوط به بردارهای شاخص را به صورت تصادفی انتخاب می‌کنیم و نرخ آموزش (α) را مقداری کوچکتر از یک در نظر می‌گیریم. نرخ یادگیری سرعت حرکت و گام‌های تغییر مکان بردارهای شاخص طی پروسه آموزش را مشخص می‌کند بنابراین بهتر است هم‌زمان با آموزش سیستم، مقدار نرخ آموزش و گام‌های مربوط به جابجایی بردارهای شاخص کوچک شود تا محل نهایی این بردارها به صورت دقیق مشخص شود. مقادیر اولیه مربوط به بردارهای شاخص را هم می‌توان از میان بردارهای ویژگی به صورت تصادفی انتخاب نمود هم می‌توان درآیه‌های این بردار را با یک سری اعداد به صورت دلخواه پر کرد.

۳. طبق (و-۱) فاصله میان هریک از بردارهای ویژگی و بردارهای شاخص بر اساس فاصله اوقلیدوسی تعیین می‌شود.

$$d_m = \|x - \mu_m\| = \sqrt{\sum_{n=1}^N (x_n - \mu_{m_n})^2} \quad (\text{و-۱})$$

که در آن $\bar{d} = d_1, d_2, \dots, d_M$ نشان‌دهنده فاصله هر یک از مقادیر تشکیل‌دهنده بردار ویژگی m بعدی تا مقدار متناظر آن در بردار شاخص است.

۴. با محاسبه فاصله هر بردار ویژگی ورودی نسبت به بردارهای شاخص، نزدیکترین بردار شاخص شناسایی شده و با عنوان بردار برنده نامیده می‌شود. سپس بر اساس برچسب نوع کلاس مربوطه یکی از دو عملیات زیر انجام می‌شود.

- اگر برچسب کلاس بردار شاخص برنده با بردار ورودی یکسان باشد. بردار شاخص طبق رابطه خطی (و-۲) به بردار ویژگی ورودی نزدیکتر می‌گردد.

$$\overline{\mu_c}(t+1) = \overline{\mu_c}(t) + \alpha(t) \geq |\bar{x} - \overline{\mu_c}(t)| \quad (\text{و-۲})$$

که در آن t نشان‌دهنده شماره مرحله تکرار پروسه آموزش است.

- اگر برچسب کلاس بردار شاخص برنده و بردار ویژگی مورد نظر متفاوت باشد.

محل بردار شاخص تغییر کرده و از بردار ورودی دور می‌شود.

$$\overline{\mu}_c(t+1) = \overline{\mu}_c(t) - \alpha(t)|\bar{x} - \overline{\mu}_c(t)| \quad (3-و)$$

۵. با هر مرحله تکرار پروسه آموزش ضریب نرخ یادگیری (α) کاهش می‌یابد.

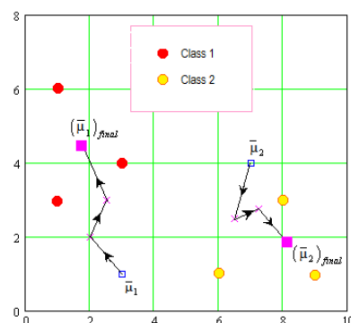
الگوریتم فوق چند مرتبه تکرار می‌گردد تا جایی که جابجایی بردارهای شاخص به اندازه

کافی کوچک شده باشد و دیگر تغییر مکان محسوسی رخ ندهد. در این شرایط پروسه

آموزش تمام شده و بردارهای شاخص در موقعیت‌های مناسب قرار گرفته‌اند.

در شکل (۱-و) فرآیند آموزش برای تعیین بردارهای شاخص هر کلاس با روش LVQ برای

دو کلاس مختلف به صورت شماتیک نشان‌داده شده است.



شکل (۱-و) نمایش روند آموزش در روش LVQ [۳۰]

در شکل (۱-و) بردار شاخص کلاس ۱ طی سه مرحله آموزش در موقعیت مناسب خود در

مرکز گروه ۱ قرار گرفته است به طوری که می‌توان آن را نماینده کلاس ۱ دانست.

همچنین فرآیند مشابهی همزمان برای کلاس ۲ اتفاق افتاده و بردار شاخص این کلاس نیز

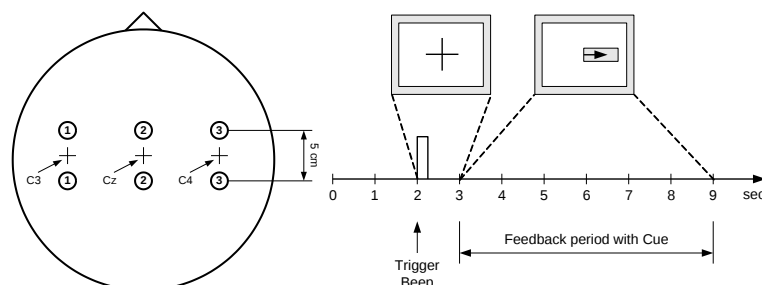
به موقعیت مناسب انتقال پیدا کرده است.

پیوست ز – بانک داده

بانک داده مورد استفاده در این پژوهش از یک فرد مونث ۲۵ ساله برداشت شده است. برای استخراج سیگنال‌های مغزی، ابتدا کاربر روی یک صندلی راحت می‌نشیند. یک صفحه مانیتور در مقابل او قرار داده می‌شود. از کاربر خواسته می‌شود متناسب با علامتی که در صفحه مانیتور نمایش داده می‌شود، تصور حرکت به سمت راست و چپ را انجام دهد. در مقابل نیز نوع تصویری که فرد انجام می‌دهد به کمک یک میله متحرک روی صفحه، نمایش داده می‌شود تا کاربر بازخورد مناسبی از تصورات حرکتی سمت چپ و راست دریافت نماید.

آزمایش مشتمل بر ۷ بخش است که هریک شامل ۴۰ مرحله می‌باشد. تمامی آزمایش‌ها در یک روز و و با چند دقیقه استراحت بین هریک انجام می‌شود. در نهایت ۲۸۰ نمونه از سیگنال مغزی داوطلب حاصل می‌شود که طول هر یک ۹ ثانیه می‌باشد. ۲ ثانیه اول در هر آزمایش هیچ علامتی روی صفحه مانیتور ظاهر نمی‌شود تا کاربر تمرکز لازم برای انجام آزمایش را پیدا کند. در ثانیه ۲ با یک هشدار صوتی شروع آزمایش اعلام می‌شود و یک علامت (+) به مدت یک ثانیه روی صفحه نمایش نشان داده می‌شود. در ثانیه ۳ یک پیکان به سمت چپ یا راست نمایش داده می‌شود و از کاربر خواسته می‌شود تصور حرکت به سمتی که پیکان نشان می‌دهد انجام دهد. سیگنال‌های مغزی از کانال C_3 و C_4 مربوط به ناحیه تصور حرکتی کورتکس و کانال C_z با استفاده از الکترودهایی از جنس $Ag/AgCl$ و به کمک دستگاه تقویت کننده G.tec استخراج و ذخیره می‌گردند. نحوه نمایش بازخورد در

صفحه مانیتور و چیدمان الکترودها رو سر کاربر به صورت شماتیک در شکل زیر نشان داده شده است.

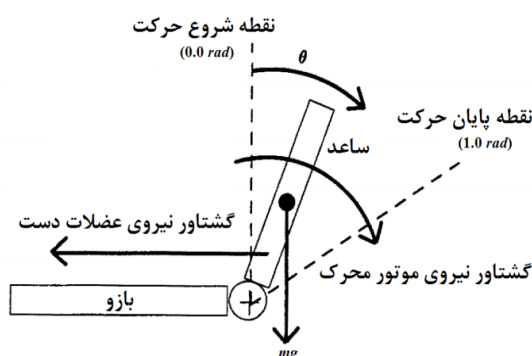


شکل (ز-۱) الف: موقعیت مکانی الکترودهای استفاده شده روی سر. ب: برنامه زمانی برداشت سیگنال

های تصور حرکتی [۳۷]

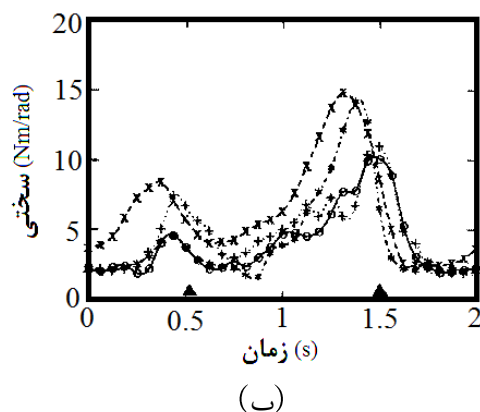
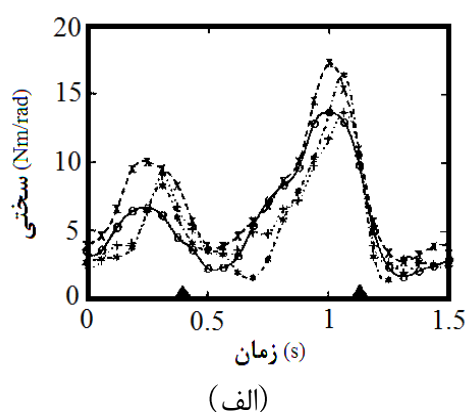
پیوست ح- تعیین سختی آرنج انسان

بنت و همکاران به منظور اندازه‌گیری سختی آرنج دستگاهی طراحی نموده‌اند که عملکرد آرنج را بررسی می‌کند [۷۰]. تغییرات سختی به ازاء دوران آرنج مطابق شکل ۱۲ با وضعیت قرارگیری دست در صفحه قائم، بررسی شده است. در این آزمایش تأثیر سرعت حرکت بر تغییرات سختی لحاظ شده و نتایج انجام آزمایش روی چهار داوطلب در شکل ۱۳ نشان داده شده است.



شکل (ح-۱) وضعیت قرارگیری ساعد و بازو در آزمایش اندازه‌گیری تغییرات سختی نقطه اثر نهایی دست

به ازاء حرکت در بازه مابین نقطه شروع و نقطه پایان تعیین شده در صفحه قائم [۷۰].



شکل (ح-۲) تغییرات سختی آرنج برای حرکت دست در صفحه قائم برای ۴ فرد مختلف بر اساس بازه زمانی حرکت الف: ۷۵۰ ms و ب: ۱۰۰۰ ms. نشانه سمت چپ و راست روی محور افقی نمودار به ترتیب نمایانگر نقاط آغاز و پایان آزمایش می‌باشند [۷۰].

نقاط آغاز و پایان آزمایش روی محور افقی نمودارها مشخص شده است. با مقایسه دو نمودار مشاهده می‌گردد که به ازاء ۳۳ درصد افزایش سرعت حرکت، سختی آرنج ۱۷ درصد افزایش داشته‌است. همچنین بر اساس نتایج ارائه شده مقدار سختی برای حرکت در صفحه قائم در حدود 4.5 (Nm/rad) بیشتر از حرکت در صفحه افقی است. در این پایان‌نامه روند تغییرات و تقعر نمودارهای سختی گزارش شده در مرجع ۷۰ بررسی شده و مورد استناد قرار گرفته است.

منابع

- [1]. Nicolas-Alonso L. F. and Gomez-Gil J. (2012) "Brain computer interfaces, a review". **Sensors**, 12, 2, pp 1211-79.
- [2]. Lebedev M. A. and Nicolelis M. A. (2006) "Brain machine interfaces: past, present and future". **TRENDS in Neurosciences**. 29, 9, pp 536-46.
- [3]. Al-ani T. and Trad D. (2010) "**Intelligent and Biosensors**", Publisher InTech, pp 25-66.
- [4]. Ler K. R. and Kübler A. (2007) "**Toward Brain Computer Interfacing**". Massachusetts Institute of Technology. pp 1-25.
- [5]. Pasqualotto E., Federici S. and Belardinelli M. O. (2012) "Toward functioning and usable brain-computer interfaces (BCIs): A literature review". **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**. 7, 2, pp 89-103.
- [6]. Neuper C., Wörtz M. and Pfurtscheller G. (2009) "ERD/ERS patterns reflecting sensorimotor activation and deactivation", **Prog Brain Res**, 159, pp 211-222.
- [7]. Pfurtscheller G. and Neuper C. (2001) "Motor imagery and direct brain computer communication", **Proceedings of the IEEE**, 89, 7, pp 1123-1134.
- [8]. Flotzinger D., Pregenzer M. and Pfurtscheller G. (2003) "Feature selection with distinction sensitive learning vector quantization and generic algorithms", **Proc. IEEE Int. Conf. on Neural Networks** Orlando, FL, pp 3448-3451.
- [9]. Schlögl A., Lee F., Bischof H. and Pfurtscheller G. (2005) "Characterization of fourclass motor imagery EEG data for the BCI-competition 2005". **J Neural Eng**, 2, pp 14-22.
- [10]. Schlögl A., Kronegg J., Huggins J.E. and Mason S.G. (2007) "**Evaluation Criteria in BCI Research**", Towards Brain-Computer Interfacing, MIT Press, pp 327-342.
- [11]. Bashashati A., Fatourehchi M., Ward R.K. and Birch G.E. (2007) "A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals", **Journal of Neural Engineering**, 4, 2, pp 32-57.
- [۱۲]. بامداد م، زرشناس ه، گرایلو ه، (۱۳۹۲) "مروری بر کاربردهای سیستم BCI در علم توانبخشی با رویکرد بازتوانی ارتباط با محیط پیرامون" مجله پژوهش در علوم توانبخشی، **JRRS**، در دست چاپ.
- [13]. Wang H., Song Q., Zhang L. and Liu Y. (2012) "Design on the Control System of a Gait Rehabilitation Training Robot based on Brain-Computer Interface and Virtual Reality Technology". **Int J Adv Robotic Sy**. 145, 9, pp 23-31.
- [14]. Lisogurski D., Birch G.E., (1998) "Identification of Finger Flexions from Continuous EEG as a Brain Computer Interface", Proceedings of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 20th Annual International Conference, pp 72-79, 1998.
- [15]. Guger C., Holzner C., Groenegrass C., Edlinger G. and Slater M. (2009) "Brain-computer interface for virtual reality control". **Proceedings of ESANN**, 19, 4, 443-8.
- [16]. Schlögl A., Flotzinger D., Pfurtscheller G., (1997) "Adaptive Autoregressive Modeling used for Single-trial EEG Classification", **Biomedizinische Technik**, 42, pp 162-167.
- [17]. Ramoser H., Müller-Gerking J. and Pfurtscheller G. (2000) "Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement" **IEEE Trans. Rehabil. Eng.**, 8, 4, pp 441-446.
- [18]. Pregenzer M. and Pfurtscheller G. (1999) "Frequency component selection for an EEG-based brain computer interface (BCI)", **IEEE Trans. Rehab Eng**. 7, 3, pp 44-47.

- [19]. Pfurtscheller G., Neuper C., Schlögl A. and Lugger K. (1998) "Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters", **IEEE Trans. Rehab. Eng.**, 6, pp 316–325.
- [20]. Müller K. R., Mika S., Ratsch G., Tsuda K. and Schölkopf B. (2001) "An introduction to kernel-based learning algorithms", **IEEE Transactions on Neural Networks**, 9, 4, pp27-32.
- [21]. Burges C. J. C. (1998) "A tutorial on support vector machines for pattern recognition", **Data Mining and Knowledge Discovery**, 2, pp 121–167.
- [22]. Muller K.R., Anderson C.W. and Birch G.E. (2001) "Linear and nonlinear methods for brain-computer interfaces", **IEEE Trans Neural Syst. Rehabil. Eng.**, 11, 5, pp 165–169.
- [23]. Schloegl A., Lugger K. and Pfurtscheller G. "Using adaptive autoregressive parameters for a brain-computer-interface experiment", Proc. 19th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society pp 1533–5, Chicago, IL.
- [24]. Bishop C.M. (1996) "Neural networks for pattern recognition", Oxford University Press, Oxford.
- [25]. Kalcher J., Flotzinger D. and Pfurtscheller G. (1992) "A new approach to a brain-computer-interface (BCI) based on learning vector quantization (LVQ3)", Proc. 14th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 1658–1659, Paris, France
- [26]. Wolpaw J. R., Birbaumer N., McFarland D. J., Pfurtscheller G. and Vaughan T.M. (2002) "Brain-computer interfaces for communication and control", **Clin. Neurophysiol.**, 113, 6, pp 767–791.
- [27]. Fourier transform http://en.wikipedia.org/wiki/Fourier_transform
- [28]. Allen J. and Rabiner L. (1977) "A unified approach to short-time Fourier analysis and synthesis", **Proc. IEEE**, 65, 11, pp 1558-1564.
- [29]. Pregenzer M. (1997) "Distinction sensitive learning vector quantization", Doctoral dissertation, Univ. Technology, Graz, Austria.
- [30]. Bishop C.M. "**Pattern Recognition and Machine Learning**", Springer, 2006
- [31]. Lotte F., Congedo M., Lecuyer A., Lamarche F. and Arnaldi B. (2007) "A Review of Classification Algorithms for EEG-Based Brain-Computer Interfaces", **Journal of Neural Engineering**, 4, 1, pp 7-13.
- [32]. Khare V., Santhosh J., Anand S. and Bhatia M. (2011) "Brain Computer Interface Based Real Time Control of Wheelchair Using Electroencephalogram". **International Journal of Soft Computing**. 1, 5, pp41-45.
- [33]. Kalcher J., Flotzinger D., Pfurtscheller G., (1992) "A new approach to a brain-computer-interface (BCI) based on learning vector quantization (LVQ3)", Proc. 14th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp 1658–1659, 1992, Paris, France.
- [34]. Guieu J.D., Bourriez J.L., Derambure P., Defebvre L., Cassim F., (1999) "Temporal and Spatial Aspects of Event-Related Desynchronization and Movement-Related Cortical Potentials", **Event-Related Desynchronization Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 6, 18, pp 279-290.
- [35]. Yager R. R. (1988) "On ordered weighted averaging aggregation operators in multi criteria decision making Systems", **Man and Cybernetics**, IEEE Transactions on. 18, 1, pp 183-90.
- [36]. Yager R. R. and Filev D. P. (1999) "Induced ordered weighted averaging operators. Systems, Man, and Cybernetics", **Cybernetics**, IEEE Transactions on. 29, 2, pp 141-50.

- [37]. BCI Competition. Error! Hyperlink reference not valid., 2003.
- [38]. Heijden F., Duin R. P. W., de Ridder D. and Tax D. M. J. (2004) “**Classification, Parameter Estimation and State Estimation: An Engineerign Approach using MATLAB**”. London UK: Wiley.
- [39]. Tressler, J. M., Clement T., Kazerooni H. and Lim M. (2002) “Dynamic Behavior of Pneumatic Systems for Lower Extremity Extenders” IEEE International Conference on Robotics and Automation, Washington D.C, 3, 1, pp 3248-3253.
- [40]. Hogan N., Krebs H. I., Charnnarong J., Srikrishna P. and Sharon A. (1992) “MIT-MANUS: A Workstation for Manual Therapy and Training” IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, pp 161-165, Tokyo
- [41]. Pratt G. A. and Williamson M. M. (1995) “Series Elastic Actuators” IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems, 1, pp 399-406. Pittsburgh, PA
- [42]. Raibert M. H. (1986) “**Legged robots that balance**”, first Ed., Cambridge, MIT Press, pp 310-340.
- [43]. Tadokoro S., Murao Y., Hiller M., Murata R., Kohkawa H. and Matsushima T. (2002) “A motion base with 6-DOF by parallel cable drive architecture”. **Mechatronics**, IEEE/ASME Transactions on, 7, 2, pp 115-123.
- [44]. Bamdad M. (2012) “**Cable-Driven Parallel Robots: Time-Energy Optimal Trajectory Planning of Cable-Suspended Manipulators**” Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp 41-51.
- [45]. Surdilovic D., Bernhardt R., Schmidt T. and Zhang J. (2003) “STRING-MAN: A New Wire Robotic System for Gait Rehabilitation” 8th International Conference on Rehabilitation Robotics, pp 64-66. Republic of Korea.
- [46]. Jacobsen S.C., Iversen E.K., Johnson R.T., Knutti D.F. and Biggers K.B. (1996) “The Design of the Utah/MIT Hand” IEEE International Conference on Robotics and Automation, 4, pp 3222-3227. San Francisco, CA.
- [47]. Massie T. and Salisbury J.K. (1994) “The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects” the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, pp 295-300, Chicago.
- [48]. Salisbury K., Eberman B., DiPietro D. and Townsend W. (1989) “The Design and Control of an Experimental Whole-Arm Manipulator”, **Robotics and Automation**, 1, pp 254-260.
- [49]. Sulzer S., Peshkin A. and Patton L. (2005) “MARIONET: An Exotendon-Driven Rotary Series Elastic Actuator for Exerting Joint Torque” Rehabilitation Robotics 9th International Conference, pp 103-108, Chicago
- [50]. Chleboun G. S. (1997) “the relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow” **clinical biomechanics**, 12, 6, pp 383-92
- [51]. Gomi H. and Kawato M. (1997) “Human arm stiffness and equilibrium-point trajectory during multi-joint movement”. **Biological cybernetics**, 76, 3, pp 163-171.
- [52]. Mussa F. A., Hogan N. and Bizzi E. (1985) “Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans”. **The Journal of Neuroscience**, 5, 10, pp 2732-2743.
- [53]. Audu M. L. and Davy D. T. (1985) “Influence of Muscle Model Complexity in Musculoskeletal Motion Modeling” **Biomechanical Engineering**, 107, 12, pp 147-157.

- [54]. Alexander R. M. and Ker R. F. (1990) "**The architecture of leg muscles in Multiple Muscle Systems**" Springer-Verlag, pp 568-577.
- [55]. Delp S. L., Loan J. P., Hoy M. G. and Zajac F. E. (1990) "Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures" **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 37, pp 757-767.
- [56]. Hoy M. G., Zajac F. E. and Gordon M. E. (1990) "Musculoskeletal Model of the Human Lower Extremity: The Effect of Muscle, Tendon, and Moment Arm on the Moment-Angle Relationship of Musculotendon Actuators at the Hip, Knee, and Ankle" **Biomechanics**, 23, pp 157-169.
- [57]. Herbert R. (1988) "the passive mechanical properties of muscle and their adaptations to altered patterns of use". **The Australian journal of physiotherapy**, 34, 3, pp 141-9.
- [58]. Kreamer W. J. (2002) "Progression models in resistance training for healthy adults" **medicine and science in sports and exercise**, 34, 2, pp 364-80.
- [59]. Gopalswamy A., Gupta P. and Vidyasagar M. (1992) "A new parallelogram linkage configuration for gravity compensation using torsional springs In Robotics and Automation" **IEEE International Conference**, 1, pp664-669. Nice
- [60]. Stienen A., Edsko E., Hekman E., Van der Helm F., Prange G., Jannink M., Aalsma M. and Van der Kooi H. (2007) "Freebal: dedicated gravity compensation for the upper extremities article", **Rehabilitation Robotics**, 12, 3, pp 804-808.
- [61]. Arakelian V. and Ghazaryan S. (2008) "Improvements of balancing accuracy of robotic system: Application to leg orthosis for rehabilitation devices" **Mechanism and Machine Theory**, 43, pp 565-575.
- [62]. Huisson J. P. and Wang D. (1991) "On the design of a direct drive 5-bar-linkage manipulator" **Robotica**, 9, 1, pp 441-446.
- [63]. Ulrich N. and Kumar V. (1991) "Passive Mechanical Gravity Compensation for Robot Manipulators" **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, 2, pp 1536-1541. Sacramento, California
- [64]. Herve J. M. (1986) "Design of Spring Mechanisms for Balancing the Weight of Robots" 6th symposium on Theory and Practice of Robots and Manipulators, pp 564-567, Poland
- [65]. Rahman T., Ramanathan R., Seliktar R. and Harwin W. (1995) "A Simple Technique to Passively Gravity-Balance Articulated Mechanisms" **ASME Design Engineering Technical Conferences**, 28, pp 655-658.
- [66]. Wilk K., Arrigo C. and Andrews J. R. (1993) "Rehabilitation of the elbow in the throwing athlete." **Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, 17, 6, pp 305-317.
- [67]. Flash T. and Hogan N. (1985) "The coordination of arm movements: An experimentally confirmed mathematical model" **Neuroscience**, 17, 5, pp 1688-1703.
- [68]. Guenzkofer F., Engstler F., Bubb H. and Bengler K. (2011) "Isometric elbow flexion and extension joint torque measurements considering biomechanical aspects" first international symposium on digital human modeling, pp 14-15. France
- [69]. Holmes M.W. and Keir P.J. (2012) "Muscle contributions to elbow joint rotational impedance in preparation for sudden external arm perturbations" 7th Biennial Canadian Society for Biomechanics (CSB) conference, pp 21-28, Vancouver

- [70]. Bennett D. J., Hollerbach J. M., Xu Y. and Hunter I.W. (1992) “Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement”, **Experimental Brain Research**, 71, 88, pp 433-442.
- [71]. McFarland D.J., McCane L.M. and Wolpaw J.R. (2010) “EEG-Based Communication and Control: Short-Term Role of Feedback”, **IEEE Trans Rehab Eng**, 6, pp 7-11.
- [72]. Meyer-Lindenberg A. (2010). “From maps to mechanisms through neuroimaging of schizophrenia”. **Nature**, 468, 7321, pp 194-202.
- [73]. Friman O., Volosyak I. and Graser A. (2007) “Multiple Channel Detection of Steady-State Visual Evoked Potentials for Brain-Computer Interfaces”, **IEEE Trans. On Biomed. Eng.**, 54, 4, pp 742-750
- [74]. Wolpaw J. R., Birbaumer N., Heetderks W. J., McFarland D. J., Peckham P.H., Schalk G, et al. (2000) “Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting”. **IEEE transactions on rehabilitation engineering**. 8, 2, pp164-73.
- [75]. The Motor Cortex: http://thebrain.mcgill.ca/flash/a/a_06/a_06_cr/a_06_cr_mou/a_06_cr_mou.html
- [76]. Pfurtscheller G. and Aranibar A., (2006) “Event-related cortical desynchronization detected by power measurements of scalp EEG,” **Electroenceph. Cli. Neurophysiol.**, 42, pp 817-826.
- [77]. Pfurtscheller G. and Lopes da Silva F.H. (1999) “Event-related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles”, **Clinical Neurophysiology**, 110, 11, pp 1842–1857.
- [78]. Guieu J.D., Bourriez J.L., Derambure P., Defebvre L. and Cassim F. (1999) “Temporal and Spatial Aspects of Event-Related Desynchronization and Movement-Related Cortical Potentials”, **Event-Related Desynchronization Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, 6, 18, pp 279-290.

Abstract

The problems that occur after stroke or diseases of the nervous system cause to speech or movement restricts in patients for a long time. Progress that have been made in the field of brain computer interface (BCI), make it possible to recognize and classify electrical or metabolic activities of brain and convert them to control commands for a computer or a rehabilitation device.

This thesis study focuses on the realization of an online cue based Motor Imagery (MI) Brain Computer Interface (BCI) in order to control robotic arm. For this purpose, some signal processing and classification methods are investigated. Specifically, in feature extraction phase the wavelet packet is used to extract time and frequency features of input signals (related to two different motor imagery), DSLVQ and frequency search methods are applied as a procedure for feature selection, The performance of these methodologies is evaluated with the linear and nonlinear Support Vector Machines (SVM), Multilayer Perceptron (MLP), Parzen, k-NN and Bayesian (NB) classifiers. The accuracy achieved between 67% to 90%, and the best kappa value is 0.8.

At last, in order to improve the accuracy of classification, as an innovative procedure, classifier combination method is used for aggregate among the result of classifiers. By applying ordered weighted averaging (OWA) method and fuzzy integral based methods (Sugeno and Choquet) the accuracy increased to 93%, 95% and 97.5% respectively. Also the required time for aggregation with OWA method is shorter than other combination methods.

As the brain signals that are used related to two different imaginations so the result of classification is applied to control the motion of an elbow rehabilitation device. This rehabilitation device has been designed according to rehabilitation protocols of elbow in order to improve the speed of rehabilitation of patients. More over by applying a cable actuator, an appropriate simulation of elbow stiffness become possible. Among the advantages of this light and inexpensive mechanism is; generating smooth motion for joint with adjustable stiffness, compensation gravity effects, reduce the size of motors and in developed cases the ability of motivate number of links with one power source simultaneously. More over back drivability of cable actuator generate a proper and safe interaction between user and device.

Keywords: brain computer interface, classifiers combination, cable actuator mechanism, elbow rehabilitation device.



Shahrood University
Faculty of Mechanical Engineering

Mechatronics construction of cable actuator arm, based on classified EEG signals of brain motor imagery

Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the
Degree of Master of Science (M.Sc.)
In Mechanical Engineering, Mechatronics

Homayoon Zarshenas

Supervisors:

Dr. Mahdi Bamdad, Dr. Hadi Grailu

2013