دانشکده‌ی مهندسی برق و کامپیوتر

گزارش پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد مهندسی‌پزشکی

گرایش بیوالکتریک

استخراج سینرژی بین اجزای اندام تحتانی با استفاده از اطلاعات کینماتیک و الکترومایوگرام به منظور استفاده جهت کنترل پروتزهای عصبی

نگارش: کبری عباسی‌زاده

استاد راهنما: آقای دکتر علی مالکی

زمستان ۹۲

چکیده

حرکاتی که ما انجام می‌دهیم نیاز به هماهنگی و کنترل تعدادی از مفصل‌ها و عضله‌های بدن دارند. نظریه سینرژی برای توجیه چگونگی انتخاب بهترین ترکیب عضله‌ها و الگوهای حرکتی برای انجام و کنترل حرکت‌ها در بدن ارائه شده است.

با توجه به اهمیت تمرین رکاب‌زنی در همه‌ی افراد از جمله بیماران ضایعه نخاعی (SCI[1])، شناخت الگوی فعالیت اندام تحتانی حین رکاب‌زنی در بدن سالم و بررسی رفتار عضله‌ها به عنوان اجزای قابل دسترس سیستم کنترل بدن انسان در شرایط مکانیکی مختلف و در طول زمان از اهمیت بالایی برخوردار است. هدف از این پژوهش، استخراج سینرژی کینماتیک و عضلانی بین اجزای اندام تحتانی در حین انجام حرکت رکاب‌زنی در شرایط مکانیکی مختلف شامل سرعت و گشتاور مقاوم مختلف می‌باشد. بدین منظور سیگنال الکترومایوگرام سطحی از هشت عضله اندام تحتانی و سیگنال زاویه مفصل‌های لگن و زانو از هر دو پای ۳۰ نمونه ثبت شد. سپس الگوهای رکاب‌زنی توسط دو روش تجزیه خطی فاکتورگیری نامنفی ماتریس (NMF[2]) و تحلیل مولفه‌های اساسی (PCA[3]) شناسایی شدند. تحلیل مولفه‌های اساسیِ زاویه‌های چهار مفصل اندام تحتانی ثبت شده در یک دور رکاب‌زنی نشان داد که دو مولفه‌ی اول تقریبا ۹۷ درصد از کل پراکندگی را شامل می‌شوند.

برای انتخاب تعداد بهینه‌ی سینرژی باید به توازنی میان خطا و حجم محاسبات رسید. با توجه به این شرایط تعداد چهار سینرژی برای توصیف رکاب‌زنی در همه‌ی شرایط مکانیکی (با دقت بازسازی ۹۹/۸۵ درصد) در نظر گرفته شد. تا کنون در تحقیقات انجام شده مربوط به رکاب‌زنی، سینرژی برای یک پا بررسی شده است. با توجه به اینکه عضلات متناظر در دو پا الگوی فعالیت مشابهی دارند اما با بررسی همزمان آن‌ها می‌توان اثر پای غالب را در به‌کارگیری چهار سینرژی مشاهده کرد و با شناسایی ویژگی‌های الگوی سیگنال فعالیت عضلات در شرایط مختلف و هماهنگی مولفه‌ها با این الگوها، می‌توان ادعا کرد مولفه‌های NMF، دارای پشتوانه فیزیولوژیکی برای توصیف حرکت می‌باشند. مقایسه آماری با استفاده از این الگوریتم‌ها نشان داد که الگوهای عضلانی و کینماتیک با تغییر سرعت و گشتاور رکاب‌زنی تغییر نمی‌کنند اما تغییراتی در سینرژی‌های بین عضلات و مفاصل دیده می‌شود.

طبق بررسی انجام شده، کنترل اعضای پایین‌تنه در حین رکاب‌زنی می‌تواند توسط مجموعه کوچکی از سینرژی‌های کینماتیک و عضلانی توصیف شود. با این تفسیر می‌توان از آن‌ها برای درک بهتر از یادگیری، هماهنگی و بازتوانی در سیستم حرکتی استفاده کرد.

کلمات کلیدی: الکترومایوگرام، سینرژی، تحلیل مولفه‌های اساسی، فاکتورگیری نامنفی ماتریس، رکاب‌زنی.

[1] Spinal cord injury
[2] Nonnegative matrix factorization
[3] Principal component analysis

فهرست مطالب

فصل نخست: پیش‌گفتار..... ۱
۱-۱-تحریک الکتریکی عملکردی..... ۲
۱-۲-اجزای سیستم تحریک الکتریکی عملکردی..... ۳
۱-۳-آناتومی و فیزیولوژی سیستم حرکتی..... ۴
۱-۴-دریافت فرامین بر اساس سینرژی..... ۶
۱-۵-کنترل بهبود حرکت توسط سینرژی‌های عضلانی ۷
۱-۶-مروری بر پژوهش‌ها..... ۷
۱-۷-طرح مسئله..... ۱۳
فصل دوم: مفهوم سینرژی و شیوه‌های کمی‌سازی آن..... ۱۵
۲-۱-مثالی در رابطه با مفهوم سینرژی..... ۱۵
۲-۲-اجزای اصلی سینرژی ۱۷
۲-۳-سینرژی عضلانی ۱۸
۲-۳-۱-سینرژی سنکرون ۲۰
۲-۳-۲-سینرژی متغیر با زمان ۲۰
۲-۴-سینرژی کینماتیک..... ۲۱
۲-۵-افزونگی حرکتی ۲۳
۲-۶-سلسله مراتب سینرژی..... ۲۴
۲-۷-آیا مهارتی شدن روی سینرژی تاثیر دارد؟.... ..... ۲۶
۲-۸-روش‌های استخراج ویژگی ۲۷
۲-۹-تشخیص انواع سینرژی..... ۲۷
۲-۹-۱-تشخیص سینرژی سنکرون..... ۲۷
۲-۹-۲-تشخیص سینرژی متغیر با زمان..... ۲۸
۲-۱۰-روش‌های تشخیص سینرژی ۲۸
۲-۱۰-۱-تحلیل مولفه‌های اساسی ۳۱
۲-۱۰-۲-فاکتورگیری نامنفی ماتریس یا NMF..... ۳۳
۲-۱۱-جمع‌بندی..... ۳۴
فصل سوم: آیین‌گان آزمون رکاب‌زنی و پیش پردازش سیگنال‌های الکترومایوگرام و کینماتیک ۳۶

۳-۱-آئین‌گان تمرین رکاب‌زنی ۳۶
۳-۱-۱-دوچرخه‌های مورد استفاده در رکاب‌زنی FES..... ۳۶
۳-۱-۲-آزمون ارزیابی تعیین پای غالب ۳۷
۳-۱-۳-آماده‌سازی پوست ۳۷
۳-۱-۴-آزمون ثبت سیگنال الکترومایوگرام حین رکاب‌زنی..... ۳۷
۳-۱-۵-آزمون ثبت داده‌های کینماتیک حین رکاب‌زنی..... ۳۹
۳-۱-۶-آزمون رکاب‌زنی ۴۱
۳-۲-پیش‌پردازش سیگنال زاویه مفصل‌ها ۴۳
۳-۳-پیش‌پردازش سیگنال الکترومایوگرام ۴۵
۳-۴-پنجره‌گذاری..... ۴۸
۴-۴-جمع‌بندی..... ۴۹
فصل چهارم: پیاده‌سازی و استخراج سینرژی کینماتیک و عضلانی بین اجزای اندام تحتانی هنگام رکاب‌زنی و تحلیل نتایج آن..... ۵۱
مقدمه ۵۱
۴-۱-بررسی سینرژی کینماتیک توسط تحلیل مولفه‌های اساسی ۵۲
۴-۱-۱-تعیین تعداد سینرژی‌ها در الگوریتم PCA..... ۵۳
۴-۲-بررسی سینرژی عضلانی توسط فاکتورگیری نامنفی ماتریس و تحلیل مولفه‌های اساسی ۵۷
۴-۳-نتیجه‌گیری ۶۸
فصل پنجم: جمع‌بندی و ارائه پیشنهادها..... ۷۰
۵-۱-جمع‌بندی ۷۰
۵-۲-پیشنهادها ۷۲
۶-مراجع... ..... ۷۳

جدول سرنام‌ها

سرنام	نام
COM	Center Of Mass
EMG	ElectroMyoGraphy
FES	Functional Electrical Stimulation
ICA	Independent Component Analysis
PCA	Principal Component Analysis
NMF	Nonnegative Matrix Factorization
CNS	Central nervous System
UCM	Uncontrolled Manifold
COP	Center Of Pressure
TS	Temporal Summation
SCI	Spinal Cord Injury
VAF	Variability accounted for
BCI	Brain Computer Interface

۱- فصل نخست: پیش‌گفتار

زمانی که چند عنصر، جریان یا عامل با هم همیاری و تعامل هوشمند داشته باشند معمولاً اثری به‌وجود می‌آید. اگر این اثر از مجموع اثرهایی که هر کدام از آن عناصر جداگانه می‌توانستند به‌وجود آورند نتیجه بهتری حاصل کند، در این صورت پدیده سینرژی یا هم‌افزایی رخ داده است. سینرژی یا هم‌افزایی را می‌توان در طبیعت مشاهده کرد، حرکات دسته جمعی و V شکل غازهای وحشی نمونه‌ی بارزی از سینرژی است یا مسابقات دوچرخه سواری تیمی که دوچرخه سواران هر تیم پشت سر هم در یک خط راست حرکت می‌کنند و به صورت مداوم جای نفر اول تعویض می‌شود تا شکافتن هوا در کل گروه انجام شود و بازده یا راندمان کل تیم بالا رود.

برای ایجاد بستری مناسب برای درک بهتر مفهوم سینرژی به مثالی در این زمینه می‌پردازیم. فرض کنید دو کارگر، حفاری یک زمین مشخصی به سطح ۲×۲ و به عمق یک متر را بر عهده دارند و قرار است این حفاری طی هشت ساعت انجام شود [۱]. آن‌ها با هم کار می‌کنند، آن‌ها یک سینرژی هستند. یکی از آن‌ها قوی‌تر است و می‌تواند در زمان مشخص شده بیشتر از ۵۰ درصد کار را انجام دهد. دو حالت را در نظر می‌گیریم، در حالت اول کارگر قوی‌تر به همکار خود توجهی ندارد و شروع به کندن قسمت مربوط به خود می‌کند در نتیجه‌ی این بی‌توجهی در پایان کار دیده می‌شود که قسمت حفاری

شده توسط کارگر قوی‌تر، عمیق‌تر است و برای جبران این اشتباه، دو کارگر مجبورند در ۳۰ دقیقه کار بیشتر، قسمت عمیق را تا عمق یک متری پر کنند. حالت دوم این است که کارگر قوی‌تر بعد از اینکه کار مربوط به خود را انجام داد به کارگر دیگر کمک کند. حالت اول را غیرسینرژی می‌نامیم و حالت دوم را که منجر به انجام کار کمتر و هزینه زمانی کمتری می‌شود سینرژی می‌نامیم.

برای انجام حرکت در بدن، سینرژی[4] به دنباله‌هایی زمانی از فرامین حرکتی اطلاق می‌گردد که به عضلات مختلف اعمال می‌گردند تا حرکتی هماهنگ انجام گردد. به عبارت دیگر، سینرژی ویژگی‌هایی دایمی در انجام حرکت است که با «قوانین بهینه‌سازی ذاتی حاکم بر حرکت مهارتی» توصیف می‌گردد [۲].

استفاده از سینرژی حاکم بر حرکت شیوه‌ای است که اخیرا مورد توجه قرار گرفته است و در سیستم‌های تحریک الکتریکی برای بازتوانی حرکت در اندام‌های فلج، برای ارتباط بهینه بین مددجو و پروتز عصبی به کار گرفته می‌شود که در ادامه به آشنایی با سیستم‌های تحریک الکتریکی و اجزای آن می‌پردازیم.

۱-۱- تحریک الکتریکی عملکردی

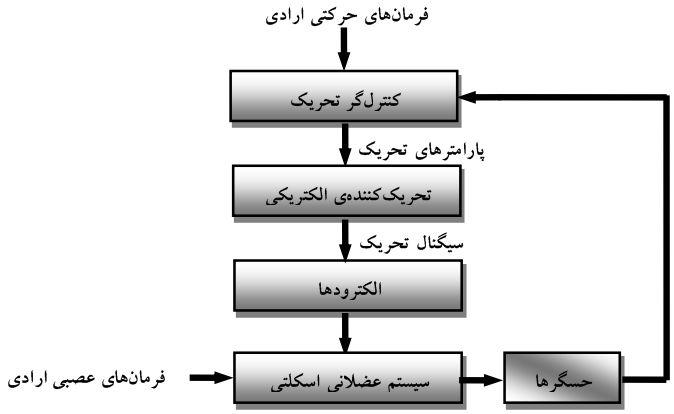
از آنجا که معلولین و افراد قطع نخاع تعداد زیادی از افراد جامعه را تشکیل می‌دهند، پزشکان و مهندسان همواره به دنبال ابداع روش‌ها و روش‌هایی برای کمک به رفع مشکلات این قشر بوده‌اند. یکی از این تکنیک‌ها، روش تحریک الکتریکی است. تحریک الکتریکی عملکردی[5] یا FES به اعمال جریان الکتریکی به بافت‌های عصبی به منظور بازیابی کنترل نسبی عملکردهای غیرطبیعی یا از دست رفته بدن اطلاق می‌گردد. استفاده از الکتریسیته برای درمان ناراحتی‌های جسمی مختلف، سابقه چند صد ساله دارد. اگرچه به واسطه مطالعات انجام شده و مطالب منتشر شده توسط گیلبرت در قرن شانزدهم در زمینه الکتریسیته و مغناطیس، یافته‌های علمی الکتروتراپی به ایشان منسوب می‌شود ولی کروگر در سال ۱۷۴۴، برای اولین بار از الکتریسیته به شیوه‌ای علمی برای مقاصد درمانی استفاده نمود [۳]. تحریک الکتریکی برای تحریک سلول‌های عصبی و فیبرهای عضلانی به کار می‌رود. بعد از انجام اولین آزمایشات توسط گالوانی در سال ۱۷۹۱ بر روی عضله‌های پای قورباغه، تحریک الکتریکی در بسیاری از تحقیقات فیزیولوژیکی و درمان‌های کلینیکی به کار گرفته شده است. از این جمله می‌توان به مواردی مانند کاهش درد، پیس‌میکر قلبی، رهایش دارو و FES اشاره کرد. بنابراین تحریک الکتریکی، اعمال یک پارامتر الکتریکی به بافت برای بهبود یا تسکین درد و یا بازیابی حرکتی فرد است.

---

[4] synergy
[5] Functional Electrical Stimulation

۱-۲- اجزای سیستم تحریک الکتریکی عملکردی

شکل۱-۱ نمودار بلوکی ساده شده‌ای از سیستم FES را نشان می‌دهد. سیستم FES از طریق رابط انسان- ماشین، از خواست فرد مطلع می‌گردد یا به عبارت دیگر، از فرد فرمان می‌گیرد. کنترل‌گر تحریک بر اساس فرمان‌های دریافتی و اطلاعات فیدبک، پارامترهای تحریک را تعیین می‌کند. سیستم تحریک الکتریکی بر مبنای این پارامترها، سیگنال تحریک مناسبی ایجاد نموده و از طریق الکترودها به سیستم عصبی- عضلانی اعمال می‌نماید تا حرکت مطلوب در سیستم عضلانی- اسکلتی به وجود آید.



شکل۱-۱ مودار بلوکی سیستم FES.

اصول سیستم‌های FES که در حال حاضر استفاده می‌شوند بسیار شبیه به هم می‌باشند. آنها طراحی شده‌اند که پالس‌های جریان الکتریکی را با فرکانس و دامنه از پیش تعیین شده به اعصاب یا اتصالات عصب- عضله اعمال نمایند. اجزای اصلی چنین سیستم‌هایی عبارتند از: یک منبع تغذیه قابل حمل برای بخش تحریک الکتریکی، مکانیزم کنترل، تحریک کننده، سیم‌های اتصال، الکترودها، و در سیستم‌های پیچیده، سنسورهای نصب شده و میکروپروسسور (کامپیوتر) برای کنترل از پیش برنامه‌ریزی شده یا خودکار.

تحریک‌کننده وسیله‌ای است که قطار پالس تحریک را ایجاد می‌کند و الکترودها، قطار پالس را برای تحریک نورون‌های حرکتی منتقل کرده و ماهیچه به‌طور مصنوعی منقبض می‌شود. فرمان‌های حرکتی از منبعی (منابعی) که تحت کنترل ارادی فرد است استخراج شده و در اختیار کنترل‌گر FES قرار می‌گیرد. این کنترل‌گر بر اساس فرمان‌های حرکتی و اطلاعاتی که از طریق حسگرها در اختیار آن قرار می‌گیرد پارامترهای تحریک را تعیین می‌کند. تحریک‌کننده‌ی الکتریکی سیگنالی مطابق با این پارامترها تولید

می‌کند و از طریق سیم‌های رابط و الکترودها به عضله اعمال می‌نماید. تحریک الکتریکی موجب انقباض عضله شده و در نهایت، انجام حرکت را در پی خواهد داشت.

مواردی که از تحریک الکتریکی کارکردی می‌توان استفاده نمود به‌طور خلاصه به‌صورت زیر است:

ضایعه‌ی نورون حرکتی بالا،

بازتوانی ماهیچه‌ها در طول درمان،

عدم وجود همکشی با عوارض مفصلی،

ضایعه‌ی خاص پوستی نداشته باشد،

حس پوستی نسبتا طبیعی باشد،

از نظر فیزیکی و هوشیاری سالم باشد،

انگیزه و علاقه به همکاری داشته باشد.

۱-۳- آناتومی و فیزیولوژی سیستم حرکتی

هدف از این بخش، مرور ساختار پایه سیستم حرکتی و درک رویدادهای مربوط به تحریک الکتریکی آن می‌باشد. به بیان ساده، سیگنال حرکتی اولیه معمولا توسط اعصاب حرکتی فوقانی در قشر مغز تولید می‌گردد. این سیگنال، نخاع را به سمت پایین طی می‌کند، در شاخ قدامی نخاع به اعصاب حرکتی تحتانی می‌رسد و از طریق اعصاب محیطی به فیبرهای عضلانی انتقال می‌یابد که موجب منقبض شدن آن و ایجاد حرکت در بخشی از بدن می‌گردد. فیدبک سنسوری به طور پیوسته به نخاع و مغز ارسال می‌گردد تا جهت کنترل و اصلاح حرکت استفاده شده و حرکتی ایمن و موثر انجام گردد. این فیدبک سنسوری مستمر موجب تغییرات مداوم تعداد فیبرهایی که تحریک می‌گردند تا درون عضله منقبض گردند و تعداد عضله‌ها موافق، مخالف و هم‌افزا که در حرکت مورد نظر ایفای نقش می‌کنند می‌گردد. این تغییرات مداوم در انقباضات فیبرها در سطح ناخودآگاه (حتی شاید در سطح نخاع) و طی یک فرآیند یادگیری پیچیده که به بخش‌های مختلف سیستم اعصاب مرکزی (CNS[6]) و بازدارندگی و تسهیل متقابل وابسته است صورت می‌گیرد. از این رو، حرکات ارادی تنها از جهت قصد و نیت حرکت، ارادی هستند نه در نحوه انجام آن‌ها [۴].

از دست رفتن حرکات ارادی تنها به صدمه دیدن مسیر عصبی وابران که به وضعیت فلج منجر می‌گردد محدود نمی‌شود بلکه هرگاه ارتباط کانال‌های آوران از اندام‌های سنسوری مختلف به مغز مختل شود نیز حرکات ارادی دچار اختلال می‌گردد. رویدادهای فیزیولوژیکی طبیعی بیشماری که حتی برای یک حرکت ساده، به طور پیوسته به‌وقوع می‌پیوندند بدون شک بسیار پیچیده‌تر از چیزی است که در

[6] Central Nervous System

حال حاضر توسط تحریک‌کننده‌های مصنوعی سیستم عصبی- عضلانی انجام می‌گردد حتی اگر پیچیده‌ترین تکنولوژی، تحریک‌کننده‌های چندکاناله کنترل شده با کامپیوتر، و فیدبک حسی حلقه‌بسته به خدمت گرفته شود.

انجام گرفتن حرکت، خواه حرکت ارادی، خواه عمل ریفلکسی، و خواه بوسیله FES، با فعال کردن واحد حرکتی سالم که شامل عصب حرکتی آلفا (که در شاخ قدامی نخاع قرار دارد)، فیبر عصبی آکسون آن، اتصال عصب- عضله، و دسته‌ای از فیبرهای عضلانی که توسط آن عصب‌دهی می‌شوند صورت می‌گیرد. تعداد فیبرهای عضلانی که با انشعابات آکسونی یک فیبر عصبی عصب‌دهی می‌شوند با دقت و ظرافت حرکت انجام شده توسط عضله رابطه معکوس دارد بطوری‌که یک واحد حرکتی در عضله‌های اندام می‌تواند شامل صدها فیبر عضلانی باشد ولی در عضله‌هیا چشم، واحد حرکتی شامل کمتر از پنج فیبر عضلانی است. از این رو، یک عضله شامل واحدهای حرکتی بسیاری است که تعداد دقیق آنها به اندازه عضله و عملکرد خاص آن وابسته است. درون عضله، فیبرهای عضلانی واحدهای حرکتی مختلف به صورت درهم قرار گرفته‌اند. تمامی فیبرهای عصبی وابران مربوط به عضله‌های اسکلتی مخطط به صورت تحریکی[۷] هستند (همواره موجب انقباض عضله می‌گردند برخلاف حالت مهاری[۸] که موجب رها شدن عضله می‌شود) در حالیکه، اعصاب وابران عضله‌های قلبی و عضله‌های صاف می‌تواند به صورت مهاری باشد. با فعالیت تحریکی، تمام فیبرهای عضلانی واحد حرکتی فعال شده و منقبض می‌گردند.

از لحاظ تئوری، یک تحریک الکتریکی با شدت آستانه می‌تواند تنها یک فیبر عصبی حرکتی و تمام فیبرهای عضلانی عصب‌دهی شده توسط آن را فعال نماید درحالی‌که تحریک با حداکثر شدت می‌تواند تمام فیبرهای عصبی و متعاقب آن، کلیه فیبرهای عضلانی را فعال سازد. فعال کردن تعداد بیشتری از واحدهای حرکتی درون عضله منقبض شده در اصطلاح استخدام[۹] نامیده می‌شود. دنباله‌ای از تحریک حداکثر، بسته به نرخ آتش (نرخ فعال شدن)، می‌تواند به نتایج متفاوتی منجر گردد. اگر تحریک حداکثر دوم در دوره نهان[۱۰] (اولین میلی‌ثانیه‌های تحریک اول) اعمال شود شدت انقباض افزایش نخواهد یافت چون عضله در حالت بی‌پاسخی[۱۱] خود قرار دارد. حال آنکه اگر این تحریک اندکی دیرتر اعمال شود کشش عضلانی تولید شده نسبت به تحریک اول بیشتر خواهد بود. دنباله‌ای از تحریک حداکثر با نرخ پایین (۲۰-۱۰ تحریک در ثانیه) پاسخی لرزان تولید می‌کند درحالی‌که دنباله‌ای با نرخ بالاتر (۶۰ تحریک در ثانیه) به انقباض عضلانی کامل با کشیدگی بیشتر فیبرهای عضلانی و کشش پایدارتر منجر می‌گردد.

---

[7] Excitation
[8] Inhibition
[9] Recruitment
[10] Latent Period
[11] Refractory State

افزایش نرخ آتش واحدهای حرکتی فعال اصطلاحا افزایش زمانی[12] نامیده می‌شود. در طی فعالیت ارادی، مکانیزم‌های استخدام و افزایش زمانی، شدت انقباض عضله را تنظیم می‌کنند. این مکانیزم‌ها معمولا به طور همزمان عمل می‌نمایند. فعال شدن غیرهمزمان تعداد زیادی از واحدهای حرکتی مختلف موجب انقباض نرم و ارادی عضله می‌گردد. اگرچه سیستم‌های FES نوین در تلاش برای دستیابی به کنترل دقیقی هستند که به انقباض عضلانی نرم منجر گردد ولی موفقیت کامل حاصل نشده است زیرا تحریک عصبی- عضلانی منحصرا متکی به افزایش استخدام واحدهای حرکتی است.

۱-۴- دریافت فرامین بر اساس سینرژی

بازتوانی حرکت در اندام‌های فوقانی و تحتانی را به طور کلی می‌توان به سه دسته‌ی اصلی تقسیم نمود:

برخاستن، ایستادن، راه رفتن و نشستن

گرفتن، نگه داشتن و رها کردن

رساندن دست

تفاوت عمده سیستم‌های FES در این سه دسته، رابط انسان- ماشین آنها است. در تحقیقاتی که تاکنون صورت گرفته است شیوه‌های متفاوتی برای ارتباط مددجو با سیستم FES مورد ارزیابی قرار گرفته‌اند که از جمله‌ی آن‌ها می‌توان به کلیدهای فشاری، کلیدهای کشویی، دسته‌ی بازی، گفتار، سیگنال الکترومایوگرام و سیگنال الکتروانسفالوگرام اشاره نمود. همگی این شیوه‌ها کم و بیش از معایب زیر رنج می‌برند:

درگیر کردن توانایی‌های حرکتی ارادی

نیاز به تمرکز دوگانه‌ی مددجو

ایجاد مزاحمت برای مددجو

در تمامی روش‌های دریافت فرامین حرکتی، مشکلات «نیاز به تمرکز دوگانه‌ی بیمار» و «از دست دادن یک امکان حرکتی مستقل» مشهود است.

استفاده از سینرژی حاکم بر حرکت شیوه‌ای است که اخیرا مورد توجه قرار گرفته است و امید آن می‌رود افق روشنی را در ارتباط مددجو و پروتز عصبی بگشاید. این شیوه از مزایای فراوانی برخوردار است که از آن جمله می‌توان به عدم نیاز به تمرکز دوگانه‌ی بیمار و درگیر نشدن توانایی‌های حرکتی ارادی فرد اشاره کرد.

[12] Temporal Summation

از آنجا که سینرژی برگرفته از استراتژی کنترل طبیعی است هماهنگی و سازگاری مددجو با پروتز عصبی نسبت به دیگر شیوه‌های متناظر بالاتر است. بعلاوه، نتایج آماری آزمون‌های کلینیکی که برای پروتزهای عصبی دیگر انجام گردیده است نشان‌گر آن است که وقتی استراتژی کنترل مبتنی بر استراتژی کنترل طبیعی باشد در طولانی مدت، بهبود قابل ملاحظه‌ای را در کارآیی اندام‌های فوقانی در پی خواهد داشت (اثرات درمانی) [۶،۵].

در این زمینه، داوودی و همکارانش سیستم FESی برای «تمرین پاروزنی» طراحی و ساخته‌اند که امکان انجام تمرینات ورزشی کل بدن را برای بیماران پاراپلژیک فراهم می‌کند. در این سیستم، حرکات بخش فوقانی بدن به صورت ارادی توسط بیمار انجام می‌گردد درحالی‌که برای انجام حرکات مربوط به اندام‌های تحتانی از تحریک الکتریکی عملکردی استفاده شده است. کنترل FES به دو شیوه مورد بررسی قرار گرفته است: دستی و خودکار. در شیوه‌ی نخست، کنترل تحریک توسط خود بیمار و با دکمه‌هایی که روی دسته‌ی دستگاه نصب شده‌اند انجام می‌گردد. نیاز به تمرکز دوگانه‌ی بیمار، ایرادی است که به این شیوه وارد است. در شیوه‌ی دوم، کنترل‌گر FES موقعیت صندلی و دسته‌ی دستگاه (که در واقع انعکاسی از داده‌های کینماتیک اندام‌های فوقانی است) را از طریق حسگرهایی دریافت نموده و بر اساس سینرژی حاکم بر حرکت، تحریک الکتریکی مناسبی به عضلات جمع‌کننده و بازکننده‌ی مفصل زانو اعمال می‌کند. در این شیوه دیگر نیازی به تمرکز دوگانه‌ی بیمار نیست [۷].

۱-۵- کنترل بهبود حرکت توسط سینرژی‌های عضلانی

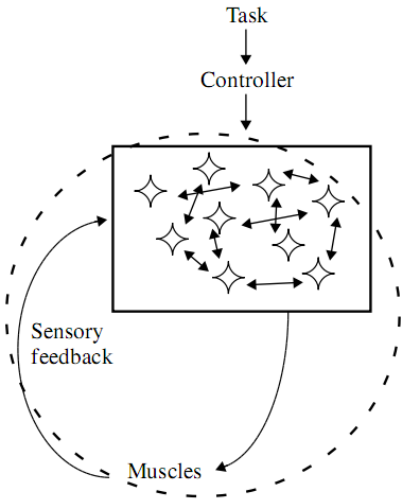
الگوهای عضلانی برای کنترل حرکت استفاده می‌شوند. ترکیب سینرژی‌های عضلانی می‌تواند در کنترل یک سیستم FES که برای بهبود حرکات بیماران دارای آسیب نخاعی استفاده می‌شود به کار گرفته شود. پردازش یک سیستم کنترلی می‌تواند یک مجموعه سینرژی با ابعاد کم را برای بهبود وضعیت حرکت به کار گیرد، سیگنال ورودی برای چنین کنترل‌گری را می‌توان توسط یک سیستم واسط ماشین-مغز فراهم کرد. BCI[۱۳] اطلاعات مربوط به سیگنال‌های مغزی را به صورت دیجیتال و قابل تفسیر و پردازش توسط کامپیوتر تبدیل می‌کند.

۱-۶- مروری بر پژوهش‌ها

با توجه به مطالعات انجام شده، سیستم عصبی عضله‌ها را توسط ترکیب سینرژی‌های عضلانی کنترل می‌کند. سینرژی‌های عضلانی مثل بلوک‌های ساختمانی است که دارای الگوهای مشخص برای فعال کردن گروهی از عضله‌ها می‌باشند. تشخیص و شناسایی سینرژی‌های عضلانی کار ساده‌ای نیست.

[13] Brain Computer Interface

مکانیزمی که سیستم عصبی به کار می‌گیرد به این صورت است که قصد انجام کار را از سطوح بالا که مربوط به فرمان عصبی می‌باشد به جزئیاتی تبدیل می‌کند که مربوط به سطوح پایین‌تر بوده و منجر به فعالیت الگوهای حرکتی می‌شود. شکل ۴-۱ نمایی از ساختار نقل و انتقال نیرو بین عوامل حرکت و سینرژی را نشان می‌دهد [۱].



شکل ۴-۱ نمایش سینرژی. روابط بین عناصر و تاثیر فیدبک که به کنترل پروسه یادگیری برای گروهی از وظایف می‌انجامد. سینرژی می‌تواند یک وظیفه را در یک سیستم خودکار و بدون سرپرستی، توسط سیستم سلسله‌مراتبی کنترل کند [۱].

برای هر وظیفه حرکتی، چندین سینرژی به صورت ترکیب‌های مختلف فعال می‌شوند تا رفتار یا الگوی حرکتی را تولید کنند. سیستم عصبی از سینرژی‌ها به عنوان راهی برای تبدیل وظایف به جزئیات الگوی حرکتی جهت تولید حرکت استفاده می‌کند. انتخاب مجموعه‌ای مناسب از سینرژی‌ها از بین الگوهای حرکتی برای هر شخص مربوط به درجات آزادی برای انجام کار می‌باشد.

درجات آزادی تخمین زده شده برای انسان ۵۰۰ تا ۱۴۰۰ درجه می‌باشد در حالی که حیواناتی مانند خزندگان دارای الگوی حرکتی بسیار پیچیده‌ای بوده و می‌توانند حرکات متنوع‌تر و با درجه آزادی بیشتری را تحت کنترل خود داشته باشند. سوالی که اینجا مطرح می‌شود این است که سیستم کنترل عصبی به چه صورت باشد تا درجات آزادی بیشتری را فراهم کند [۸]. پاسخ به این سوال مطالعاتی را در چندین دهه به دنبال داشت که به استفاده از کنترل فیدبکی در ترکیب حرکات اولیه یا سینرژی‌ها انجامید. این سینرژی‌ها متناسب با الگوهای حرکت در مجموعه عضله‌ها می‌باشند و حرکات پیچیده می‌توانند توسط مجموعه‌های مناسب و کوچکی از سینرژی‌ها تحت کنترل درآیند.

انسان دارای ساختار بدنی پیچیده با درجات آزادی بیشتر از مورد نیاز برای انجام هر وظیفه حرکتی خاص می‌باشد. در صورتی که همه درجات آزادی منطبق بر عملکرد وظیفه باشند، اطلاعات اضافی می‌توانند

بستری را برای انعطاف‌پذیری و انطباق‌پذیری رفتار حرکتی فراهم کنند. آنچه در این زمینه تا کنون به آن پرداخته شده است نوع روش مورد استفاده برای درجه آزادی بیشتر و چگونگی پیاده‌سازی و استفاده از آن برای انسان در سیستم عصبی عضلانی و استفاده از کنترل فیدبک استاندارد و همچنین سینرژی می‌باشد. اگر چه تا کنون مطالعه روی حرکت حیوانات و استفاده از الگوهای دینامیکی آن‌ها روی ربات‌ها مورد بررسی و انجام قرار گرفته، اما هنوز در زمینه پیاده سازی عصبی این حرکات کار زیادی انجام نشده است. تلاش برای پیدا کردن روش‌هایی با این شرایط، به نظریه روش‌های کنترلی سینرژیتیک منجر می‌شود، جایی که حرکات پیچیده توسط هماهنگی واحدهای حرکتی اولیه یا سینرژی‌های حرکتی برای کنترل هر درجه آزادی سازمان‌دهی می‌شوند.

یک سوال اساسی در کنترل حرکت، چگونگی بررسی درجات آزادی در سیستم اسکلتی–عضله‌ای می‌باشد [۹]. یکی از ساده‌ترین روش‌ها برای کنترل سیستمی با اطلاعات اضافی، ترکیب درجات آزادی با توجه به همبستگی آن‌ها برای به‌کارگیری سینرژی‌ها می‌باشد. به عنوان مثال در حرکات مربوط به گرفتن اجسام، ریداندنسی در سطح کینماتیک اتفاق می‌افتد زیرا وضعیت هر بازو می‌تواند توسط مجموعه‌ای از الگوهای حرکتی عضله‌ها شکل بگیرد.

انتخاب حرکت مناسب برای انجام یک وظیفه[۱۴]، بسیار پیچیده است. این پیچیدگی به علت وجود ریداندنسی[۱۵] و همچنین پیچیدگی دینامیک طبیعی و غیرخطی بین فعالیت عضله‌ها و حرکت‌ها می‌باشد. برای انجام هر حرکتی مقداری ریداندنسی وجود دارد که وقتی سیستم عصبی مرکزی آن را به صورت مطلوب به کار می‌گیرد ما از آن با عنوان سینرژی یاد می‌کنیم.

با توجه به کارهای انجام شده، محققان موافقند که عضله‌ها به طور مستقل توسط مغز کنترل نمی‌شوند بلکه توسط ضرایبی در گروه‌های سینرژی قرار می‌گیرند. اکنون به مرور برخی از پژوهش‌های انجام شده در این زمینه می‌پردازیم.

تحریک الکتریکی عملکردی، راهکاری است که می‌تواند امکان بازگرداندن بخشی از توانایی‌های حرکتی از دست رفته را در بیماران ضایعه نخاعی فراهم نماید. استفاده از فرامین ارادی برای سطوح بالای کنترل در سیستم تحریک الکتریکی عملکردی به جهت بازتوانی حرکت یکی از مشکلاتی است که تا کنون راه‌حل‌هایی برای آن پیشنهاد شده است. یکی از این راه‌حل‌ها استفاده از سینرژی حاکم بر حرکت است. در سال‌های اخیر مقالات متعددی با هدف تخمین وضعیت مفصل‌ها منتشر شده است. در برخی از این مقالات از اطلاعات کینماتیک نظیر زاویه، سرعت زاویه‌ای یا شتاب زاویه‌ای مفصل‌ها و در برخی دیگر، از اطلاعات سیگنال‌های الکترومایوگرام عضله‌ها استفاده شده است [۱۰].

[14] Task
[15] Redundancy

بیماران ضایعه نخاعی سطوح مهره‌های پنجم و ششم گردنی قادر به کنترل ارادی حرکت‌های مفصل شانه و تا حدودی فلکشن ارادی آرنج، فلکشن/اکستنشن و سوپینیشن/ پرونیشن مچ دست می‌باشند ولی توانایی اکستنشن آرنج و انگشتان را از دست داده‌اند. طوسی و همکاران در سال ۲۰۱۰ [۱۰] به پیش‌بینی سرعت زاویه‌ای مفصل آرنج با استفاده از اطلاعات کینماتیک و الکترومایوگرام مفصل شانه پرداختند با توجه به نتایج به‌دست آمده در مواردی که کاهش هزینه‌های ثبت و پردازش اطلاعات نسبت به میزان دقت خروجی ارجحیت دارد، ترکیب سیگنال‌های زاویه، سرعت و شتاب زاویه‌ای مفصل شانه به همراه سوابق سرعت و شتاب زاویه‌ای، به عنوان بهترین مجموعه جهت تعیین وضیعت مفصل آرنج پیشنهاد می‌شود و در مواردی که میزان دقت تخمین از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است توصیه می‌گردد سیگنال الکترومایوگرام مربوط به همان مفصل‌ها، به مجموعه‌ی پیشنهادی افزوده گردد.

آندره اولا و همکارش در سال ۲۰۰۵ به مطالعه سهم سینرژی‌های عضلانی در رفتارهای حرکتی پرداختند [۱۱]. در این پژوهش سیگنال الکترومایوگرام از ۱۳ عضله در پشت پای قورباغه در حین پریدن و شنا ثبت شد. مجموعه‌ای از پنج جفت سینرژی که از هر رفتار استخراج شده بودند، مقایسه شدند. چهار جفت سینرژی برای پریدن و شنا، سه جفت برای پریدن و راه رفتن و سه جفت برای شنا و راه رفتن استخراج شد. همچنین نتایج نشان داد، تعداد کمی از سینرژی‌ها می‌توانند مقادیر زیادی از تغییرات الگوهای عضله را برای انجام کارهای مختلف، توصیف کنند.

در سال ۲۰۰۴، پیتر و همکارش [۱۲] به بررسی زاویه مفصل‌های انگشتان دست با استفاده PCA[16] پرداختند. نتایج نشان داد که دو مولفه‌ی اصلی اول، دارای ۹۸ درصد از پراکندگی کل اطلاعات حرکت می‌باشند. در تحقیق دیگری در سال ۲۰۰۵، ساندرا و همکارانش [۱۳] ویژگی‌های سینرژی کینماتیک را در مفصل‌ها اندام تحتانی در حین حرکت کل بدن روی یک صفحه نیروسنج با استفاده از PCA نشان دادند.

در سال ۲۰۰۵ [۱۴]، استنسفیلد[17] و همکارانش نشان دادند که تفاوت در قد و وزن کودکان کمترین تاثیر را در پارامترهای کینماتیک دارد. آن‌ها نشان دادند ارتباط بین سرعت پیاده‌روی و پارامترهای کینماتیک و کینتیک به صورت خطی می‌باشد. از این ارتباط خطی می‌توان برای تخمین پارامترهای پیاده‌روی از روی سرعت افراد نرمال استفاده کرد.

در تحقیق دیگری، ایشیدا و همکارانش در سال ۲۰۰۶ [۱۵]، سینرژی‌های عضلانی را از الگوهای الکترومایوگرام در حین انجام حرکات چنگ‌زنی استخراج کردند. در این تحقیق با ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی، به بررسی الگوهای چنگ‌زنی برای دستیابی به وضعیت‌های مختلف و اجرای حرکات توسط ترکیب سینرژی‌ها پرداخته شد. سه مرد در این آزمایش شرکت کردند. در این مطالعه با

[16] Principal component analysis
[17] Stansfield

استفاده از الگوهای EMG[18] و سینرژی‌های استخراج شده از آن نتیجه گرفتند که CNS برای انجام حرکت‌های مختلف از یک مجموعه یکسان از سینرژی‌ها با دامنه و زمان متفاوت استفاده می‌کند.
جیمز و همکارش در سال ۲۰۰۸ به بررسی الگوهای فعالیت عضله‌ها در حین رکاب‌زنی با سرعت‌های مختلف و تحت گشتاورهای مختلف پرداختند. آن‌ها از ده عضله اندام تحتانیِ نه نفر، سیگنال الکترومایوگرام سطحی را هنگام رکاب‌زنی ثبت کردند و با استفاده از الگوریتم PCA نشان دادند که الگوی حرکت رکاب‌زنی تحت شرایط مختلف تغییر چندانی نمی‌کند [۱۶].

در سال ۲۰۰۹ تیل و همکارانش [۹] به تحلیل حرکات بازو و شانه در وضعیت‌های مختلف پرداختند. آن‌ها کوپلینگ مفصل‌ها بازو را در شرایط حرکات سریع، بدون استراحت و حرکات گرفتن اجسام بدون آموزش قبلی پرداختند. تیل و همکارانش بازو را با چهار قسمت که مربوط به چهار مفصل و ۱۰ درجه آزادی (مطابق با سه درجه آزادی از شانه و ۷ درجه آزادی از بازو) بود با استفاده از یک مدل کینماتیک جلوسو بر اساس الگوریتم لونبرگ[19] مدل کردند. نتایج سری‌های زمانی مربوط به بازو توسط تحلیل مولفه‌های اساسی پردازش و مشخص شد که سه مولفه‌ی اول همیشه بیش از ۹۷٪ از واریانس کل را شامل می‌شوند. آن‌ها نشان دادند که ۱۰ درجه از کینماتیک زاویه مفصل‌ها مربوط به حرکات گرفتن اجسام در انسان می‌تواند توسط ترکیب خطی تعداد کمی از مولفه‌های اساسی توصیف شود.

تینگ و همکارش در سال ۲۰۱۰ به بررسی و تفسیر اطلاعات دریافتی از الکترومایوگرام شانزده عضله اندام تحتانی با استفاده از روش‌های تجزیه پرداختند. هدفِ این دو، بررسی چگونگی یادگیری و تطبیق در اعمال حرکتی و مشخص کردن المان‌های مشترک در شرایط مختلف آزمایش بود. آن‌ها نشان دادند سینرژی در تکرارهای مختلف و تحت شرایط متفاوت به صورت یک الگو وجود دارد اما مولفه‌هایِ این الگو تحت شرایط و تکرارهای مختلف، دارای ضرایب فعالیت متفاوت می‌باشند. تینگ و همکارش برای بررسی نتایج خود از دو روش PCA و NMF[20] استفاده کردند [۱۷].

تحقیق دیگری در سال ۲۰۱۱ با هدف مشخص کردن تطابق عضلانی در پاروزنی توسط افراد حرفه‌ای انجام شد [۱۸]. نیکلاس تورپین و همکارانش در سال ۲۰۱۱ به بررسی نقش مهارت در ساختارِ کنترل حرکت پرداختند. به این منظور هفت پاروزن حرفه‌ای با هشت پاروزن آماتور در طول پاروزنی بر روی یک ارگومتر[21] مورد آزمایش و مقایسه قرار گرفتند. فعالیت الکترومایوگرام سطحی و الگوهای مکانیکی (نیروهای استخراج شده از دست و پا) در طول یک تمرین سنگین پاروزنی ثبت شدند. روش NMF برای ۲۳ الگوی الکترومایوگرام از سینرژی‌های مختلف به کار گرفته شد. نتایج نشان داد که افراد حرفه‌ای، سینرژی‌های جدیدی را نسبت به افراد آماتور در پاروزنی به کار نمی‌گیرند و سه سینرژی

[18] Electromyogram
[19] levenberg-marquardt
[20] Non-negative matrix factorization
[21] Ergometer +

عضلانی برای توصیف واریانس عمده در دو گروه کافی می‌باشد. سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت شده ابتدا از یک فیلتر میان‌گذر باترورث مرتبه چهار (۲۰-۴۰۰ هرتز) و سپس از یک فیلتر میان‌نگذر ۴۸-۵۲، برای حذف نویز ۵۰ هرتز عبور داده شد. در نهایت برای نشان دادم فرم خطی هر عضله، سیگنال‌ها توسط یک فیلتر پایین‌گذر فیلتر شدند. در این مطالعه، هر چرخه از پاروزنی به ۲۰۰ نقطه‌ی زمانی درون‌یابی شد و پس از نرمالیزه‌سازی، NMF برای استخراج سینرژی‌ها به کار گرفته شد. نتایج نشان داد که افراد حرفه‌ای از ابعاد متفاوتی برای استفاده از عضله‌ها در به‌کارگیری سینرژی‌ها استفاده نمی‌کنند و در عمل پاروزنی، سه سینرژی برای هر دو گروه کافی می‌باشد. در پژوهشِ انجام شده، سینرژی استخراج شده از سیگنال‌های الکترومایوگرام مربوط به دو گروه دارای ساختار کلی یکسانی بودند اما تفاوت‌های اندکی در ترکیب سینرژی‌ها مشخص شد. نتایج نشان داد که پاروزن‌های حرفه‌ای به آرایش سینرژی‌های عضلانی جدید نیاز ندارند اما از همان سینرژی‌های ذاتی که افراد آماتور هم استفاده می‌کنند با ضرایب متفاوت استفاده می‌کنند.

سال ۲۰۱۱ تائو جنگ و همکارانش [۱۹] سیستمی را برای انتقال مهارت‌های چنگ‌زنی به یک ربات معرفی کردند. آن‌ها به منظور کاهش ابعاد اطلاعات مربوط به چنگ‌زنی، سه سینرژی از این حرکات استخراج کرده و یک شبکه‌ی عصبی را با ویژگی‌های اجسام مورد آزمایش و ضرایب سینرژی آموزش دادند. سپس شبکه‌ی عصبی آموزش داده شده برای کنترل بهینه حرکات ربات به آن منتقل شد. اطلاعات مربوط به چنگ‌زنی و دست‌یابی توسط PCA پردازش شد و دو گروه سینرژی برای هر کدام از حرکات چنگ‌زنی و دست‌یابی مشخص شد. سه مولفه‌ی اول برای مجموعه اول ۹۰ درصد و برای مجموعه دوم ۸۲ درصد از واریانس کل حرکات را شامل شدند. با استفاده از شبکه‌ی عصبی، موقعیت مناسب هفت مفصل از رباتِ بازو محاسبه شد. سرانجام مشاهده شد که هر سه انگشت در موقعیت مناسبی نسبت به جسم برای گرفتنِ آن، قرار می‌گیرند و همینطور موقعیت چنگ‌زنی و اینکه چطور سینرژی، استراتژی ساخت یک حرکت مناسب را در رباتِ دست کنترل می‌کند، مشاهده شد.

رابرت استاوکینز[۲۲] و همکارانش، در سال ۲۰۱۲ به بررسی پارامترهای کینماتیک بر روی دو گروه هنگام پیاده‌روی روی زمین و روی تردمیل پرداختند [۲۰]. سیگنال‌ها از سه مفصل لگن، زانو و مچ پای ۴۸ مردِ ۲۱ تا ۲۳ ساله با ۵ دوربین جمع‌آوری شد. بر اساس پارامترهای کینماتیک، مشخص شد که فرکانس پیاده‌روی روی تردمیل کمی بیشتر از فرکانس پیاده‌روی روی زمین می‌باشد. نتایج نشان داد که بیشترین اختلاف در زاویه‌های سه مفصل، مربوط به مچ پا و کمترین اختلاف مربوط به لگن می‌باشد. اما به طور کلی اختلاف فرکانس در دو گروه منجر به اختلافِ زیادی در سایر پارامترهای کینماتیک نمی‌شود. قبل از آن و در سال ۲۰۱۱ میلوانویک[۲۳] و همکار وی به بررسی سینرژی کینماتیک از اندام تحتانی با

[22] Robert STASZKEWICZ
[23] Milovanovic

استفاده از تحلیل مولفه‌های اساسی PCA پرداختند [۲۱]. سیگنال‌ها از ۲۷ بیمار همی‌پلژیک حاد (۱۱ نفر) و مزمن(۱۶نفر) و ۵ شخص سالم در طول ۱۰ متر پیاده‌روی ثبت شد. در این بررسی تفاوت کینماتیک بین هر دو گروه بیماران و افراد سالم در دو سرعت کمتر و بیشتر از ۰/۳۵ متر در ثانیه، توسط مقدار متوسط PCA سیگنال‌های مربوط به مفصل‌های لگن ، زانو و مچ‌پا بررسی شد. دو مولفه‌ی اول برای افراد سالم بیش از ۸۸ درصد از کل واریانس را شامل شد که امتیاز مولفه‌های اساسی برای هر پنج نفر هر چند شرایط چندان نزدیکی به هم مشاهده نشد اما دارای وضعیت ثابتی در طول حرکت بود. آن‌ها نتیجه گرفتند که میزان همبستگی بین مفصل‌ها در دو گروه بیماران تفاوت زیادی با هم ندارد اما بسیار کمتر از همبستگیِ موجود بین مفصل‌های افراد سالم می‌باشد. به این صورت الگوی حرکت پیاده‌روی در افراد سالم نسبت به دو گروه بیماران مقایسه شد.

در پژوهشی دیگر در سال ۲۰۱۲ [۲۲]، سینرژی‌های کینماتیک و کینتیک اندام تحتانی در حین وزنه‌برداری به منظور استفاده جهت آموزش روش‌های بیومکانیکی وزنه‌برداری مورد بررسی قرار گرفت. سینرژی کینماتیک، مربوط به وضعیت حرکت و زاویه مفصل بوده و اطلاعات کینتیک مربوط به عوامل ایجاد حرکت از قبیل نیرو و گشتاور می‌باشد. هدف از این تحقیق تشخیص سینرژی‌های کینماتیک و کینتیک از مفصل‌ها تحتانی و مقایسه این سینرژی‌ها برای بارهای مختلف بود. مقایسه آماری نشان داد که مقدار سینرژی‌های کینتیک و کینماتیک فقط بین مفصل‌های مختلف تغییر می‌کند و مستقل از مقدار بار خارجی می‌باشد.

۱-۷- طرح مسئله

انجام تمرین‌های ورزشی روزانه برای حفظ سلامت بدن برای همه‌ی افراد بسیار مفید است. حرکت رکاب‌زنی یک حرکت متناوب چرخشی است که اکثر گروه‌های ماهیچه‌ای اندام تحتانی را درگیر می‌کند. یکی از راه‌کارهای پیشنهادی برای بهبود شرایط فیزیکی و روان‌شناختی بیماران دچار به آسیب‌های عصب‌شناختی، تجویز تمرین‌های ورزشی با هدف نگهداری و بازیابی تناسب اندام‌ها، افزایش نیروی ماهیچه‌ها و به‌طور کلی، افزایش تندرستی است. . انقباض‌های مداوم ماهیچه‌ای، افزایش گردش خون به اندام مورد نظر را در پی دارد و به تبع آن حجم عضله‌ها افزایش می‌یابد. ویژگی‌های یاد شده برای رکاب‌زنی، این ورزش را در زمره‌ی یکی از تمرین‌های رایج برای ایجاد بهبود در توانایی‌های از دست رفته بیماران ضایعه نخاعی قرار داده است. بدن برای انجام هر حرکتی نیاز به هماهنگی تعدادی مفصل و عضله دارد. نظریه سینرژی برای کنترل سریع حرکت توسط سیستم عصبی مرکزی ارائه شده است [۲۳]. در واقع می‌توان سینرژی را یک روش کاهش بعد از خروجی (پاسخ واحدهای حرکتی) به ورودی (پیام‌های مراکز عصبی بالاتر) دانست. به این ترتیب حرکت‌های مختلف را می‌توان توسط تعداد کمی از

سینرژی‌ها توصیف کرد. با توجه به مشکلات «نیاز به تمرکز دوگانه‌ی بیمار» و «از دست دادن یک امکان حرکتی مستقل» در تمامی روش‌های دریافت فرامین حرکتی برای ارتباط مددجو با سیستم تحریک الکتریکی و پروتزهای عصبی، به علت استفاده از استراتژی کنترل طبیعی در سینرژی، هماهنگی و سازگاری مددجو با پروتز عصبی در این روش نسبت به دیگر شیوه‌های متناظر بالاتر است. هدف از این پژوهش، استخراج سینرژی بین اجزای اندام تحتانی با استفاده از سیگنال زاویه مفصل‌ها و الکترومایوگرام عضله‌های اندام تحتانی، در حین انجام حرکت رکاب‌زنی در شرایط مکانیکی مختلف می‌باشد که طی آزمایشی انجام و نتایج مربوط به آن توسط الگوریتم‌های تجزیه خطی بررسی شد.

۲- فصل دوم: مفهوم سینرژی و شیوه‌های کمی‌سازی آن

سینرژی در زبان یونانی به معنای کار دسته‌جمعی[۲۴] می‌باشد [۱]. این دو کلمه نشان می‌دهند که سینرژی همیشه مربوط به انجام کاری است که توسط اجزای مختلف انجام می‌شود. در رابطه با مفهوم سینرژی باید اشاره کنیم که به عنوان مثال اگر یک سنگ را که تمام مولکول‌های آن کنار هم قرار می‌گیرند تا وجود داشته باشد یک سینرژی در نظر بگیریم آن‌گاه هر چیزی سینرژی است، اما ما از این واژه فقط برای سیستم‌های چندگانه[۲۵] که قادر به تغییر عکس‌العمل بین عناصر و همکاریِ هوشمند آن‌ها برای انجام اهداف مختلف باشند استفاده می‌کنیم. در ادامه به بررسی بیشتر مفهوم سینرژی با یک مثال می‌پردازیم.

۲-۱- مثالی در رابطه با مفهوم سینرژی

میزی را در نظر بگیرید که بر روی یک سطح افقی قرار دارد (شکل۱-۲). این میز دارای چهار پایه است و وزن هر جسمی که روی میز قرار گیرد بین پایه‌ها تقسیم می‌شود [۱]. سوالی که پیش می‌آید به این صورت است که "آیا با توجه به اینکه برای نگه داری هر جسمی که روی میز قرار گیرد تقسیم نیرو بین پایه‌ها اتفاق می‌افتد به این شرایط سینرژی می‌گوییم؟" پاسخ به این سوال منفی می‌باشد به این دلیل که اگر ما عملکرد یک میز را در نگه‌داری اشیاء و به دلیل تقسیم نیرو بین پایه‌ها یک سینرژی در نظر بگیریم باید هر سیستمی که در اطراف خود می‌بینیم نیز یک سینرژی باشد. به عنوان مثال سنگی را روی

[24] Work together
[25] Multi element