

Research note**Influence of Mechanical Terms in Quantifying Muscle Synergy during Cycling for FES Rehabilitation Applications**S. Barimani¹, A. Maleki², A. Fallah^{3*}¹M.Sc Student, Biological Systems Control Lab, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, barimani@aut.ac.ir² Assistant Professor, Biomedical Engineering Department, Electrical & Computer Engineering Faculty, Semnan University, Semnan, Iran, amaleki@semnan.ac.ir^{3*} Associate Professor, Biological Systems Control Lab, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran.**Abstract**

FES based method used for rehabilitation of patients with spinal cord injury (SCI). One of these methods is FES cycling. FES cycling exercise has to be useful among SCI patients because of creating a periodic activity in the muscles of the lower extremities and stability of seating position. The major challenge for application of FES in rehabilitation is early fatigue occurrence in electrically stimulated muscles. Motor control system selects a low-cost path among the infinite possible route to the body's movements. High efficiency and the minimum rate of muscle fatigue are main characteristics of the motor control system. This type of control system is called muscle synergy. In this study, the quantification of muscle synergy between the core muscles in cycling has been done by non-negative matrix factorization (NMF) method and considering the kinesiology basis. Four synergies were determined as appropriate and optimal synergies to describe the cycling in different mechanical terms. VAF criteria with regard to the four synergies to describe cycling in speeds of 40, 50 and 60 rpm are 92 ± 4 , 92 ± 3 and $91\pm 4\%$ respectively and torques, 5, 7 and 9 Nm are 91 ± 3 , 92 ± 5 and $92\pm 4\%$ respectively. Correlation between Synergies extracted at different mechanical terms is 98.4 percent in average.

Key words: Functional Electrical Stimulation, FES Cycling, Muscle Synergy.

^{*} Corresponding author

Address: Biological Systems Control Lab, Faculty of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Tehran, Iran, P.O.Box: 15875-3413, I.R. Iran., Postal Code: 15914, I.R. Iran

Tel: +98 21 64542365

Fax: +98 21 64542365

E-mail: afallah@aut.ac.ir

بررسی تأثیر شرایط مکانیکی در تعیین کمی سینرژی عضلانی حین رکابزنی برای کاربردهای توانبخشی FES

سهراب بریمانی^۱، علی مالکی^۲، علی فلاح^{۳*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیوالکتریک، آزمایشگاه کنترل سیستم های بیولوژیکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی

امیرکبیر، تهران، ایران barimani@aut.ac.ir

^۲ استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران amaleki@semnan.ac.ir

^۳ دانشیار، گروه بیوالکتریک، آزمایشگاه کنترل سیستم های بیولوژیکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران.

چکیده

برای بازتوانی حرکتی بیماران آسیب نخاعی می توان از روش های مبتنی بر FES بهره برد که رکابزنی FES از جمله این روش ها است. ایجاد فعالیت تناوبی در ماهیچه های اندام تحتانی و پایداری نقطه اتکای بیمار، رکابزنی FES را در زمره تمرین های مفید برای این نوع بیماران قرار داده است. اصلی ترین مشکل پیش روی کاربرد FES در توانبخشی، خستگی زودهنگام عضله ای است که تحریک الکتریکی به آن اعمال می شود. از سوی دیگر سیستم کنترل حرکت بدن انسان همواره مسیر کم هزینه ای را از میان بی نهایت مسیر ممکن برای انجام فعالیت های بدن در نظر می گیرد. بازده زیاد حرکتی و ایجاد کم ترین میزان خستگی در عضله ها از ویژگی های این سیستم کنترل است. اساس این نوع فعالیت، سینرژی نامیده می شود که امید است با به خدمت گرفتن آن، رکابزنی FES به شیوه مؤثرتری انجام شود. در این پژوهش به کمی سازی سینرژی عضلانی میان عضله های اصلی در رکابزنی با روش تجزیه نامنفی ماتریس و با مبنای کینزیولوژی پرداخته شده است. چهار سینرژی به عنوان تعداد مناسب و بهینه سینرژی ها برای توصیف رکابزنی در شرایط مختلف مکانیکی تعیین شد. معیار VAF با در نظر گرفتن چهار سینرژی برای توصیف رکابزنی با سرعت های ۴۰، ۵۰ و ۶۰ دور بر دقیقه به ترتیب برابر 92 ± 4 ، 92 ± 3 و 91 ± 4 درصد و برای گشتاورهای ۵، ۷ و ۹ نیوتن متر به ترتیب برابر 91 ± 3 ، 92 ± 5 و 92 ± 4 درصد به دست آمد. سینرژی های استخراج شده در سرعت های متفاوت و گشتاورهای مقاوم متفاوت نیز به طور میانگین دارای همبستگی $98/4$ درصد هستند.

کلیدواژگان: تحریک الکتریکی عملکردی، رکابزنی FES، سینرژی عضلانی.

*عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، آزمایشگاه کنترل سیستم های بیولوژیکی، کدپستی: ۱۵۸۷۵-۳۴۱۳

تلفن: ۰۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۵، دورنگار: ۰۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۵، پیام نگار: afallah@aut.ac.ir

۱- مقدمه

افزایش می‌دهد. به همین دلیل محققان به دنبال استفاده از الگویی هستند که بروز خستگی را به تأخیر اندازد.

سیستم کنترلی حرکت بدن انسان، همواره فعالیت‌های بدن را به گونه‌ای کنترل می‌کند که بیشترین بازده با کم‌ترین میزان خستگی در عضله‌ها حاصل شود. اساس این نوع فعالیت تحت عنوان سینرژی^۹ در بدن در نظر گرفته می‌شود. در واقع سینرژی با ایجاد ارتباطی هماهنگ میان گروهی از عضله‌های نقش‌آفرین در فعالیت مورد نظر، حرکتی هماهنگ و بهینه را از نظر میزان انرژی مصرفی ایجاد می‌کند. اهمیت اصلی این موضوع ساده‌سازی سیستم کنترل حرکتی بدن است [۴]. بررسی سینرژی بدن به عنوان بهینه‌ترین روش به‌کارگیری عضله‌ها با توجه به ترتیب زمانی به‌کارگیری آن‌ها، زمان فعال شدن عضله‌های مؤثر، شدت فعالیت هر عضله و ارتباط و هماهنگی این فعالیت‌ها می‌تواند درک صحیحی از عملکرد سینرژیک سیستم عصبی-عضلانی بدهد؛ از این رو می‌تواند الهام‌بخش طراحی سیستم‌هایی هرچه شبیه‌تر به الگوی طبیعی بدن برای بخش‌های توانبخشی باشد. هدف این مقاله کمی‌سازی سینرژی عضلانی طی حرکت رکاب‌زنی در شرایط متفاوت مکانیکی به‌صورت توجیه‌پذیر با مفاهیم کینزیولوژیک^{۱۰} است. در ادامه به چگونگی ثبت و پیش‌پردازش سیگنال الکترومایوگرام^{۱۱}، تعیین تعداد بهینه سینرژی عضلانی بین هشت سیگنال ثبت شده از عضله‌های دو پا، استخراج سینرژی و بررسی میزان درست‌نمایی سینرژی‌های استخراج شده خواهیم پرداخت.

۲- ثبت و پیش‌پردازش سیگنال

۲-۱- پایگاه داده‌های رکاب‌زنی

عضله چهارسر رانی مهمترین نقش را در اکستنشن زانو ایفا می‌کند و عضله همسترینگ نیز وظیفه فلکشن زانو را به عهده دارد. بدین منظور ثبت از سرهای رکتوس فموریس، وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس از عضله چهارسر رانی و همچنین سر بلند عضله بایسپس فموریس^{۱۲} (BF) از گروه عضلانی همسترینگ از هر پا (مجموعاً هشت کانال) انجام

یکی از کاربردهای تحریک الکتریکی عملکردی^۱ (FES)، بازتوانی ماهیچه‌های از کار افتاده فرد فلج با انجام حرکت رکاب‌زنی است. شاید استفاده از FES برای رکاب‌زنی نتواند بهبود و سلامت کامل را به این افراد بازگرداند، ولی می‌تواند مانع از پیشرفت شرایط بغرنج و مشکل‌ساز شود. به عنوان نمونه فردی که به پاراپلژی^۲ دچار شده است، به دلیل فعالیت اندک و عدم حرکت کافی و مناسب پا، دچار مشکلاتی همچون کاهش قدرت عضلانی، حجم عضله و چگالی استخوان پا می‌شود. به همین دلیل پیشنهاد کرده‌اند که بین ۴ تا ۶ هفته پس از آنکه فرد دچار آسیب نخاعی شد، تمرین‌های رکاب‌زنی به کمک FES آغاز شود تا از تحلیل عضلانی جلوگیری شود [۱]. از رکاب‌زنی FES تا به حال به صورت موفقیت‌آمیزی برای افراد دچار ضایعه نخاعی^۳ (SCI) استفاده شده است [۲].

رکاب‌زنی، حرکتی متناوب و چرخشی است که اکثر گروه‌های ماهیچه‌ای اندام تحتانی را درگیر می‌کند. در حرکت رکاب‌زنی فردی سالم، چهار گروه عضلانی شامل چهارسر رانی، همسترینگ^۴، سرینی و دوقلوی ساق، بیشترین نقش را دارند. عضله چهارسر رانی شامل چهار قسمت جداگانه است که به آن‌ها سر گفته می‌شود. وستوس اینترمدیوس^۵ (VI)، وستوس لترالیس^۶ (VL)، وستوس مدیالیس^۷ (VM) و رکتوس فموریس^۸ (RF)، چهار سر این عضله هستند. همه سرهای این عضله جز وستوس اینترمدیوس، در سطح بدن قابل لمس هستند [۳]. با توجه به نقش متفاوت گروه‌های عضلانی، برای ایجاد حرکت رکاب‌زنی با FES از الگوهای خاصی استفاده می‌شود. انتخاب این الگو- که شامل دامنه، زمان شروع فعالیت و بازه زمانی فعالیت ماهیچه با توجه به روابط میان ماهیچه‌هاست- نقش مهمی در روند توانبخشی ایفا می‌کند. عضله‌ها هنگامی که به صورت الکتریکی تحریک می‌شوند در مقایسه با هنگامی که به صورت ارادی فعال می‌شوند، بسیار سریع‌تر خسته می‌شوند. در واقع خستگی سبب کاهش زمان مفید فعالیت‌های جسمانی می‌شود از این رو دوره درمان را

¹Functional Electrical Stimulation⁵Vastus Intermedius⁹Synergy²Paraplegia⁶Vastus Lateralis¹⁰Kinesiology³Spinal Cord Injury⁷Vastus Medialis¹¹Electromyogram⁴Hamstring⁸Rectus Femoris¹²Biceps Femoris

دستگاه عصبی-عضلانی-اسکلتی را امکان پذیر می کند. پایین ترین این سطوح بررسی سینرژی، استفاده از داده های کینماتیک^{۱۳} ثبت شده از مفصل های مورد نظر است. در سطح بالاتر از پوش سیگنال الکترومایوگرام به عنوان نمایی از فعالیت عضلانی برای استخراج سینرژی استفاده می شود. هدف نهایی این پژوهش، دستیابی به بهترین تحریک FES است؛ از این رو، به بررسی سینرژی در سطح فعالیت عضلانی پرداخته شده است تا نحوه تعیین فرامین عصبی برای عضلات قابل ارزیابی شود. به این منظور، روش های استخراج فعالیت عضلانی از پوش سیگنال الکترومایوگرام بررسی شد. هدف از استخراج فعالیت عضلانی با توجه به مدل درجه ۲ ارائه شده [۶،۷،۱۳]، حذف تقریبی اثر غیرخطی ماهیچه در فضای نگاشت میان فعالیت عضلانی و سیگنال الکترومایوگرام است. با استخراج سینرژی از این لایه، بررسی ساختار سینرژی ها با به حداقل رساندن تأثیر غیرخطی ماهیچه ها در فرامین عصبی عضلانی میسر شده است.

ابتدا سیگنال EMG ثبت شده $(E(t))$ ؛ به منظور حذف آرتیفکت های حرکتی از فیلتر بالاگذر باترورث مرتبه چهار با فرکانس قطع ۵ هرتز عبور داده شد $(EB(t))$. سپس یکسو شده سیگنال $(F(t))$ ، برای پیدا کردن پوش آن به عنوان بازنمایی از فعالیت عضلانی، از فیلتر پایین گذر باترورث مرتبه چهار با فرکانس قطع ۶ هرتز عبور داده شد $(G(t))$. در مرحله بعد سیگنال را نسبت به مقدار بیشینه آن بهنجار کردیم $(e(t))$. هدف از پیش پردازش سیگنال الکترومایوگرام، دستیابی به متغیر فعال سازی عضله است. متغیر فعال سازی عضله نشان دهنده تحریک عصبی دریافتی عضله از سیستم عصبی است. برای دستیابی به متغیر فعال سازی ماهیچه، ابتدا با در نظر گرفتن دینامیک عضله، با استفاده از رابطه (۱) به بازنمایی از تحریک عصبی ماهیچه رسیدیم [۱۳].

$$u(t) = \frac{Md^2e(t)}{dt^2} + \frac{Bde(t)}{dt} + Ke(t) \quad (1)$$

در رابطه (۱)، $e(t)$ همان پوش بهنجار شده سیگنال الکترومایوگرام است؛ $u(t)$ متغیر فعال سازی عصبی، M ، B و K نیز ثابت هایی هستند که دینامیک سامانه مرتبه دوم را تعیین می کنند. با توجه به ثبت سیگنال های الکترومایوگرام به

شد. زاویه های مفصل های زانو و لگن نیز برای هر دو پا ثبت شد. از نمونه ها- که افرادی سالم بودند- خواسته شد با سرعت مشخص و در حضور گشتاور مقاوم مشخص رکاب زنی را ادامه دهند تا جایی که خسته شوند. اطلاعات کلی ثبت سیگنال در جدول (۱) خلاصه شده است.

جدول (۱)- ویژگی های ثبت سیگنال.

تعداد نمونه	گشتاور مقاوم (N/M)	سرعت (rpm)	مکان الکتروگذاری
۱۰	۹، ۷، ۵	۶۰، ۵۰، ۴۰	استاندارد SENIAM [۵]

برای ثبت سیگنال از دستگاه DataLog-MWX8 ساخت شرکت Biometrics استفاده شده است. کلیه ثبت ها در آزمایشگاه کنترل سیستم های بیولوژیکی دانشکده مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر انجام شده است. شکل (۱) نمایی از تجهیزات آزمایشگاهی رکاب زنی و ثبت سیگنال را هنگام ثبت از یکی از نمونه ها نمایش می دهد.

جدول (۲)- ویژگی های DataLog-MWX8 [۱۲].

ویژگی ها	توضیحات
ابعاد	۱۰۴×۶۴×۲۲ میلی متر
وزن	۱۲۹ گرم
تعداد کانال	۸کانال آنالوگ-۴کانال دیجیتال
نرخ نمونه برداری کانال آنالوگ	۱ تا ۲۰۰۰۰ نمونه بر ثانیه

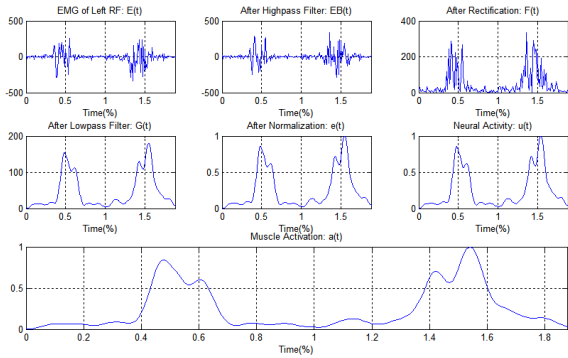


شکل (۱)- نمایی از تجهیزات رکاب زنی و ثبت سیگنال حین رکاب زنی یکی از نمونه ها.

۲-۲- پیش پردازش سیگنال های الکترومایوگرام

در مرحله پیش پردازش، در نظر گرفتن ساختار سلسله مراتبی برای سینرژی [۱۴]، بررسی سینرژی در سطح های مختلفی از

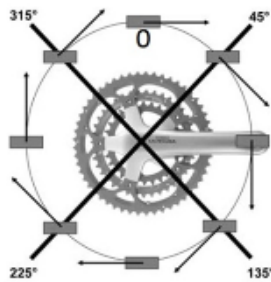
¹³Kinematic



شکل (۲) - فرایند تبدیل سیگنال الکترومایوگرام به متغیر فعال سازی ماهیچه.

۲-۳- پنجره گذاری

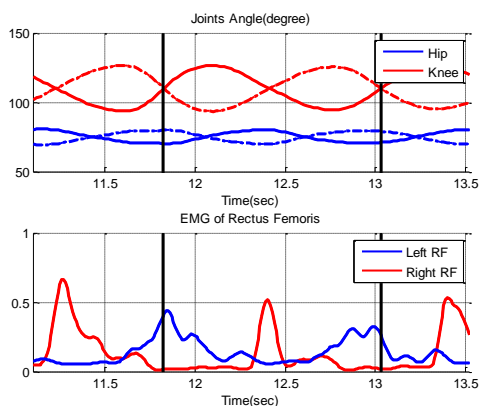
برای جداسازی دوره‌های مختلف رکاب‌زنی از سیگنال‌های زاویه ثابت شده از مفصل‌های زانو و لگن استفاده شد. با اندازه‌گیری زاویه زانوی نمونه‌ها در زاویه صفر پدال [شکل (۳)] شروع هر دوره رکاب‌زنی برابر این زاویه و اتمام آن نیز رسیدن دوباره زاویه زانو به شرایط صفر پدال قرار داده شد.



شکل (۳) - زاویه پدال رکاب‌زنی

شکل (۴) نمایی از این پنجره‌گذاری را نمایش می‌دهد.

شکل (۵) نمایی از فعالیت هشت عضله مورد نظر را در یک دور رکاب‌زنی نمایش می‌دهد.



شکل (۴) - نمایی از نحوه پنجره‌گذاری بر مبنای سیگنال‌های کینماتیک ثبت شده.

صورت سیگنال دیجیتال، این معادله دیفرانسیل را می‌توان با استفاده از تفاضل‌های بازگشتی به صورت رابطه (۲) تقریب زد:

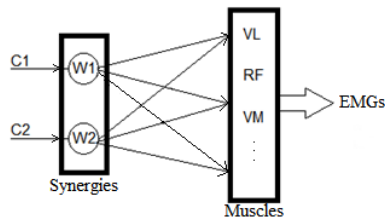
$$u(t) = ae(t-d) - \beta_1 u(t-1) - \beta_2 u(t-2) \quad (2)$$

d تأخیر الکترومکانیکی بوده؛ α ، β_1 و β_2 ضرایب تعیین کننده دینامیک مرتبه دوم هستند. بر اساس پژوهش‌های انجام شده، تأخیر الکترومکانیکی، بازه‌ای در محدوده ۱۰ تا ۱۰۰ میلی ثانیه دارد [۶].

اعمال یک پالس تحریک به واحدهای حرکتی منفرد، به ایجاد تکانش می‌انجامد. در صورتی که زمان بین پالس‌های تحریک کاهش یابد یا به بیان دیگر، فرکانس تحریک افزایش یابد، پاسخ‌های انقباضی به سمت یکی شدن پیش می‌روند و مقدار نیروی متوسط تولید شده به وسیله واحد حرکتی به صورت یکنوا افزایش می‌یابد. با افزایش فرکانس پالس‌های تحریک، انقباض‌های ماهیچه‌ای به سمت کزاز شدن پیش می‌روند که در این شرایط، بیشینه نیرو در حال تولید شدن است و اعمال تحریک بیش‌تر تأثیری بر افزایش سطح نیروی تولید شده ندارد. این مسأله بیان‌گر وجود ارتباطی غیرخطی میان فرکانس سیگنال تحریک و پاسخ ایجاد شده در واحد حرکتی است. در نتیجه در مرحله غیرخطی سازی، با استفاده از رابطه (۳) متغیر فعال‌سازی عصبی را به متغیر فعال‌سازی ماهیچه تبدیل کردیم:

$$a(t) = \frac{e^{Au(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (3)$$

در رابطه (۳)، $a(t)$ فعال‌سازی ماهیچه و A ضریب غیرخطی سازی است. محدوده تغییرات A بین ۳- تا صفر خواهد بود. پژوهشگران مقدار این متغیر را برای اندام تحتانی برابر ۰/۰۰۱- تخمین زده‌اند [۷]. شکل (۲) مراحل پیش‌پردازش را برای سیگنال‌های سر RF عضله چهارسر رانی پای چپ در دو دوره رکاب‌زنی نمایش می‌دهد.



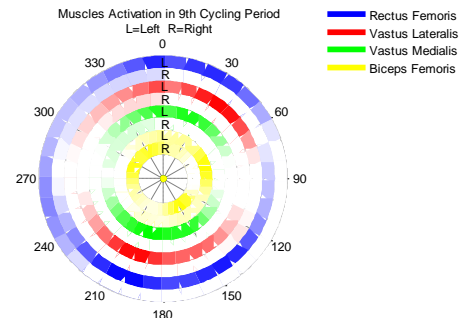
شکل (۶)- ارتباط واحد سینرژی با واحدهای حرکتی و پیام‌های عصبی مغز [۶].

با توجه به شکل (۶)، می‌توان نمایه فعالیت ماهیچه‌های را از ترکیب مؤلفه‌های واحد سینرژی و پیام‌های کنترلی ایجاد کرد. اگر $m(t)$ را نمایه فعالیت ماهیچه‌های خاص، w_i را سینرژی‌ها یا همان بردارهای ویژه و c_i را وزن سینرژی بنامیم، می‌توان از رابطه (۴) برای بیان ارتباط آن‌ها استفاده کرد [۷]:

$$m(t) = \sum_{i=1}^N c_i w_i \quad (4)$$

۳-۱- کمی‌سازی سینرژی عضلانی

برای انتخاب روش مناسب استخراج سینرژی، به روش‌های تحلیل مؤلفه‌های اساسی خطی^{۱۴} (PCA) [۸] و غیرخطی^{۱۵} (NLPCA) [۹] و تجزیه نامنفی ماتریس‌ها^{۱۶} (NMF) [۷] توجه کردیم. شکل (۷) نتایج استخراج سینرژی را با این سه روش نمایش می‌دهد. روش NMF به دو روش استخراج هماهنگ و متغیر با زمان تقسیم‌بندی می‌شود. در روش استخراج سینرژی متغیر با زمان نیاز به استخراج زمان تأخیر هر سینرژی با استفاده از روش‌های محاسبات عددی است، به طوری که این موضوع سبب پیچیدگی محاسباتی و طولانی شدن زمان محاسبات می‌شود. علاوه بر این با بررسی مقالاتی که از روش استخراج سینرژی متغیر با زمان استفاده کرده‌اند در می‌یابیم که الگوریتم‌های ارائه شده برای این روش متحمل خطای بازسازی بیشتری در مقایسه با روش استخراج سینرژی هماهنگ هستند [۱۵]. از این رو، روش استخراج سینرژی هماهنگ به دلیل حجم محاسبات کم تر و قابلیت اجرای بدون مکث^{۱۷} و خطای بازسازی کم تر در مقایسه با روش استخراج متغیر با زمان، برگزیده شده است. جدول (۳) نیز خطای بازسازی سیگنال فعالیت عضلانی با استفاده از سینرژی‌ها و ضرایب متناظر را بیان می‌کند.



شکل (۵)- نمایی از فعالیت عضله‌ها در یک دور از رکابزنی، این فعالیت در یک دایره (۳۶۰ درجه) متناسب با پدال پای چپ تجهیزات رکابزنی نمایش داده شده است. رنگ‌های مختلف عضله‌های مختلف و شدت رنگ متناسب با شدت فعالیت ماهیچه است. ماهیچه‌های متعلق به هر پا با برچسب مخصوص مشخص شده‌اند.

۳-۲ سینرژی عضلانی

فعالیت تعداد زیادی از مفصل‌ها و ماهیچه‌های بدن برای انجام حرکتی ساده، باعث می‌شود که بتوان مسیرهای زیادی را برای انجام آن حرکت در نظر گرفت. به عبارت دیگر می‌توان بدن را سیستمی با درجات آزادی زیاد همراه افزونگی دانست که با وجود این به خوبی به کمک سیستمی کنترلی، کنترل می‌شود و راه بهینه برای دستیابی به هدف حرکتی انتخاب می‌شود. نظریه سینرژی برای توجیه چگونگی این کنترل و ارائه پاسخی برای حل مشکل افزونگی در درجه‌های آزادی زیاد بدن ارائه شده است. سیستم کنترل بدن به جای این که صدها ماهیچه را برای انجام یک فعالیت کنترل کند، تعداد متغیرها را در فضای کنترلی، کاهش داده؛ به این ترتیب کنترل را سریع انجام می‌دهد [۴]. پس می‌توان سینرژی را یک روش کاهش بعد از خروجی (پاسخ الکتریکی واحدهای حرکتی) به ورودی (پیام‌های مراکز عصبی بالاتر) در نظر گرفت [شکل (۶)]. برای شناخت واحد سینرژی فقط به خروجی این واحد دسترسی داریم، از این رو از روش‌های کاهش بعد برای استخراج سینرژی‌ها استفاده می‌شود.

¹⁴Principal Component Analysis
¹⁷Real-Time

¹⁵Nonlinear Principal Component Analysis

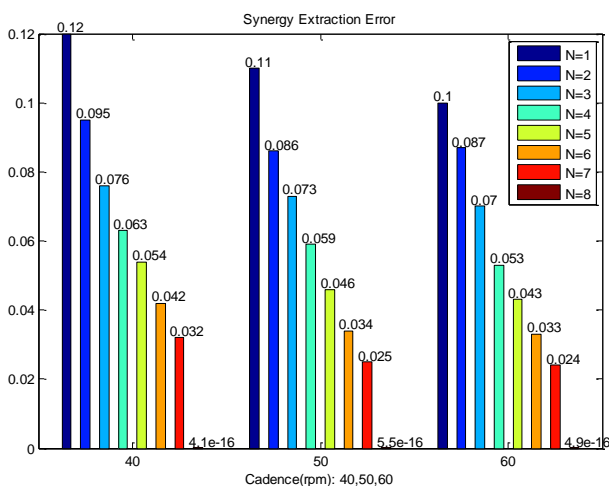
¹⁶Non-Negative Matrix Factorization

ضربی است؛ اما ویژگی الگوریتم ضربی، حساسیت زیاد آن به مقادیر اولیه است. در این پژوهش با تلفیق این دو الگوریتم به دنبال ایجاد پاسخی مناسب برای سیگنال‌های دوره‌های مختلف رکاب‌زنی در شرایط مکانیکی مختلف بودیم. با استفاده از الگوریتم ضربی و ده مقدار متفاوت اولیه و کاملاً تصادفی برای زیرماتریس‌های C و W ، بهترین وزن‌های اولیه از نظر کمترین خطای بازسازی فضای اصلی داده‌ها، انتخاب شدند. سپس با استفاده از این وزن‌های اولیه و الگوریتم سریع و دقیق ALS به استخراج نهایی سینرژی‌ها پرداخته شد.

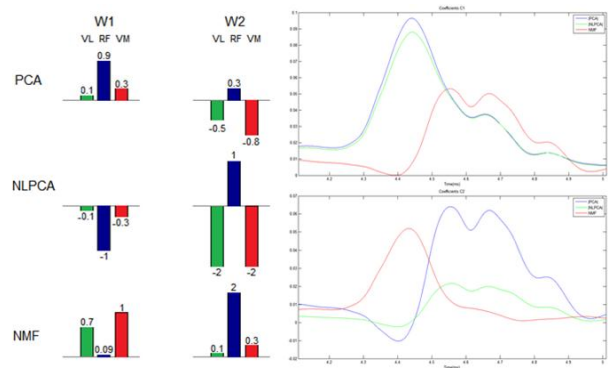
۲-۳- انتخاب تعداد بهینه سینرژی

برای انتخاب تعداد بهینه سینرژی باید به توازن میان خطا و حجم محاسبات رسید. علاوه بر این دو مورد، انتخاب تعداد سینرژی بهینه را به منظور دستیابی به پاسخ‌هایی نزدیک‌تر به آنچه در بدن وجود دارد، به مفهوم کینزیولوژی ماهیچه‌ها در رکاب‌زنی منوط کردیم.

شکل (۸) RMS خطای بازسازی فعالیت عضلانی را طی رکاب‌زنی در سرعت‌های مختلف و تعداد سینرژی‌های متفاوت نمایش می‌دهد. تغییرات خطای در شکل (۸) امکان دستیابی به تعداد بهینه را غیر ممکن می‌سازد؛ از این رو با استفاده از معیار واریانس^{۱۹} (VAF) به بررسی رابطه تعداد سینرژی و میزان بازسازی فضای رکاب‌زنی پرداخته شده است [۱۰].



شکل (۸) - RMS خطای بازسازی فعالیت عضلانی طی رکاب‌زنی به ترتیب از چپ به راست، در سرعت‌های ۴۰، ۵۰ و ۶۰ دور بر دقیقه برای تعداد ۱ تا ۸ سینرژی.



شکل (۷) - سینرژی‌ها و قدرمطلق ضرایب سینرژی‌های استخراج شده بر اساس سه روش PCA، NLPCA و NMF.

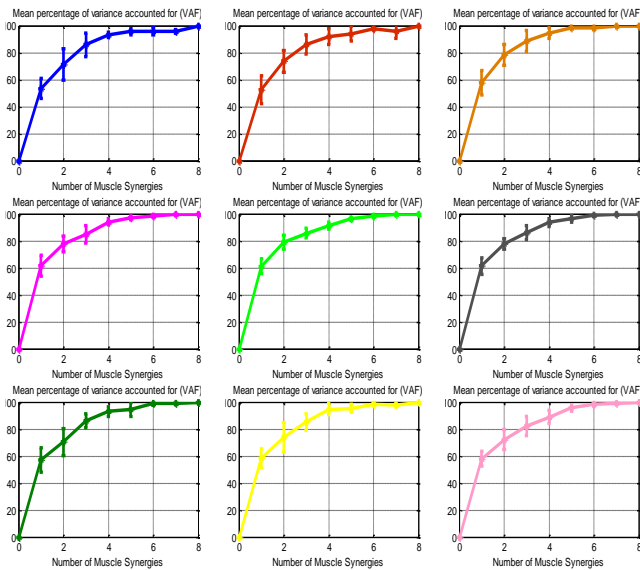
جدول (۳) - RMS خطای بازسازی فعالیت عضلانی برای سه عضله و به روش‌های PCA، NLPCA و NMF.

روش	عضله	VM	RF	VL
PCA		۹/۵۳	۴/۲۴	۳/۱۷
NLPCA		۱۱/۲۳	۷	۷/۱۴
NMF		۴/۲	۱/۲۶	۷/۳

با بررسی نحوه تحریک عضله‌ها به کمک سیستم کنترل حرکت بدن، درمی‌یابیم که سیگنال‌های ارسالی از این مرکز به عضله‌ها همواره به صورت تحریک هستند. به عبارت دیگر سیگنال فعالیت منفی به ماهیچه‌ها ارسال نمی‌شود، بلکه عضله‌ها با دریافت تحریک کم‌تر به حالت آرامش می‌رسند؛ پس بهتر است معیاری که برای نمایش فعالیت عضله‌ها به کار می‌رود، مثبت در نظر گرفته شود. از طرفی با در نظر گرفتن جدول (۳) کمترین خطای بازسازی متعلق به روش NMF است. از این رو روش NMF که هم معیارهای کمی و هم معیارهای کیفی را برآورده می‌سازد، روشی مناسب برای استخراج سینرژی محسوب می‌شود. نکته حائز اهمیت در انتخاب روش کمی‌سازی سینرژی، تکرارپذیری روش است؛ با توجه به اینکه NMF روش جداسازی ماتریسی بر اساس اصلاح وزن‌های اولیه تصادفی است. دو الگوریتم حداقل مربعات متناوب^{۱۸} (ALS) و ضربی از رایج‌ترین الگوریتم‌های این روش هستند. الگوریتم ALS دارای سرعت زیاد در همگرا شدن و دارای نتایج مطمئن‌تری در مقایسه با الگوریتم

^{۱۸}Adaptive Least Squares

^{۱۹}Variance Accounted For



شکل (۹) - میانگین و انحراف معیار VAF محاسبه شده برای یک تا هشت سینرژی مفروض برای رکاب‌زنی، از چپ به راست گشتاورهای ۵، ۷ و ۹ و از بالا به پایین سرعت‌های ۴۰، ۵۰ و ۶۰ دور بر دقیقه برای یک نمونه.

جدول (۴) - میانگین و انحراف معیار درصد VAF برای $N=4$ به ازای شرایط مکانیکی مختلف.

گشتاور سرعت	$\bar{q} (N/m)$	$\bar{v} (N/m)$	$\bar{d} (N/m)$
۴۰ (rpm)	93 ± 4	92 ± 5	91 ± 2
۵۰ (rpm)	93 ± 3	92 ± 2	92 ± 6
۶۰ (rpm)	89 ± 6	93 ± 4	91 ± 3

برای انتخاب مناسب میان ۴ یا ۵ سینرژی به بررسی کینزیولوژی رکاب‌زنی پرداخته شد. دو نکته اصلی در بررسی کینزیولوژی، یکسان بودن بخش اعظم فعالیت RF هر پا با BF پای مقابل و همزمان بودن قسمت اعظم فعالیت VL و VM هر پا همزمان با فعالیت RF همان پا و قسمتی از فعالیت آن با عضله RF پای دیگر است. تعداد زیادی الگوی هم‌فعالیتی در فاز اول حرکت رکاب‌زنی دیده می‌شود. هم‌فعالیتی که در میان چهار عضله مورد نظر دیده می‌شود، کمک‌رسانی عضله BF به سر RF در اکستنشن مفصل لگن است. این هم‌فعالیتی تنها به منظور انتقال مناسب انرژی میان مفصل‌ها نیست، بلکه نقش کنترلی و حفاظتی را نیز برای مفصل‌ها ایفا می‌کند [۳].

معیار VAF از تعریف الگوریتم استخراج NMF گرفته می‌شود. روابط (۵)، (۶) و (۷) نحوه تعریف این کمیت را بیان می‌کنند.

$$EMG_{n \times t} = W_{n \times N} H_{N \times t} + e_{n \times t} \quad (5)$$

$$VAF = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^t e(i, j)^2}{\sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^t EMG(i, j)^2} \quad (6)$$

$$VAF_i = 1 - \frac{\sum_{j=1}^t e(i, j)^2}{\sum_{j=1}^t EMG(i, j)^2} \quad (7)$$

در رابطه (۵)، n بیانگر تعداد کانال‌های ثبت سیگنال یا همان تعداد عضله‌ها و N تعداد سینرژی در نظر گرفته شده است. این جداسازی ماتریسی برای مقادیر مختلف N ، خطای بازسازی را ایجاد می‌کند. در واقع شکل (۴) مجذور میانگین مربعات داده‌های موجود در e را نمایش می‌دهد. رابطه (۶) بیانگر نحوه محاسبه VAF برای کل فضای استخراج سینرژی است. در رابطه (۶)، j شمارنده تعداد کل نمونه‌های ثبت شده سیگنال (t) است. برای محاسبه کمیت VAF برای هر عضله از رابطه (۷) استفاده می‌شود. شکل (۹) میانگین و انحراف معیار کمیت VAF را به ازای مقادیر مختلف تعداد سینرژی برای سیگنال‌های ثبت شده در سرعت‌ها و گشتاورهای مختلف رکاب‌زنی نمایش می‌دهد.

برای انتخاب تعداد مناسب سینرژی که ضمن محاسبات کمتر به توصیف کامل‌تری از فضای رکاب‌زنی پردازد، اولین تعداد سینرژی که بیانگر ۹۰ درصد ویژگی‌های فضای سیگنال ورودی باشد، به عنوان تعداد مناسب سینرژی در نظر گرفته می‌شود. با چنین رویکردی، با توجه به شکل (۹) در همه سرعت‌ها VAF استخراج شده برای $N > 3$ دارای این ویژگی هستند. میانگین مقدار VAF به ازای $N=4$ برای نمونه‌ها در جدول (۴) آورده شده است. با توجه به جدول (۴)، $N=4$ یا $N=5$ تعدادی مناسب برای در نظر گرفتن سینرژی در حرکت رکاب‌زنی محسوب می‌شود.

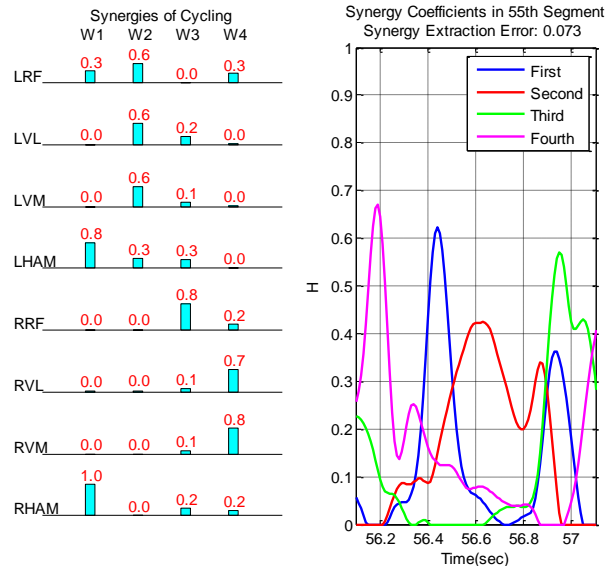
کلیات این ویژگی‌ها با کینزیولوژی رکاب‌زنی همخوانی دارد. تفاوت اصلی در نظر گرفتن ۵ سینرژی جداسازی فعالیت عضله همسترینگ و دسته‌بندی آن در سینرژی ۵-ام است. با توجه به اطلاعات کینزیولوژی، فعالیت هر عضله همسترینگ شامل دو بخش است. بخش اول برای کنترل پایداری حرکت پا و هم‌فعالیت با عضله RF همان پا است و بخش دوم بمنظور ایجاد گشتاور و هم‌فعالیت با RF پای مقابل است. با توجه به این نکته به نظر می‌رسد تقسیم فعالیت این عضله میان سینرژی‌های مرتبط با عضله‌های RF هر پا، تطابق بیشتری با عملکرد این عضله دارد. برای همین به نظر می‌رسد انتخاب سینرژی ۴ گانه، انتخاب تعداد بهینه سینرژی برای بیان فعالیت کینزیولوژی رکاب‌زنی با توجه به عضله‌های موردنظر باشد.

۳-۳- درست‌نمایی سینرژی‌های استخراج شده

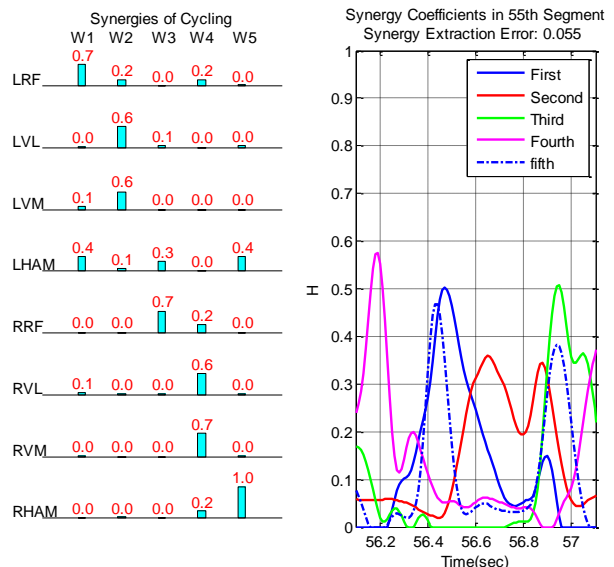
با توجه به مفهوم نظریه سینرژی، سینرژی‌های استخراج شده برای یک حرکت- که با سرعت‌های مختلف یا گشتاورهای مختلف انجام شده باشند- باید مشابه هم باشند. شکل (۱۲) نمایی از سینرژی‌ها و ضرایب سینرژی یک دور رکاب‌زنی را در کم‌ترین سرعت و گشتاور در کنار سینرژی‌ها و ضرایب سینرژی یک دور رکاب‌زنی در بیشترین سرعت و گشتاور نشان می‌دهد.

شکل (۱۳) ضرایب سینرژی را برای یکی از نمونه‌ها به‌ازای سرعت‌ها و گشتاورهای مختلف نمایش می‌دهد. برای بررسی سنجش شباهت سینرژی‌های متناظر از معیار ضریب همبستگی متقابل استفاده شد. این روش برای سنجش میزان شباهت دو سیگنال با طول یکسان مفید است؛ اما در اینجا، سینرژی‌های متناظر هم‌طول نیستند. از این رو با انجام نمونه‌برداری مجدد^{۲۰}، دو سیگنال هم‌طول شده‌اند. نتایج شباهت‌سنجی در جدول (۴) نمایش داده شده است. با توجه به شکل‌های (۸) و (۱۳) و نتایج جدول (۴) می‌توان مشابه بودن سینرژی‌های استخراج شده را استنتاج کرد.

شکل‌های (۱۰) و (۱۱) نمایی از سینرژی ۴ و ۵ گانه و وزن‌های متناظر را برای رکاب‌زنی با سرعت ۵۰rpm نمایش می‌دهند. با توجه به سینرژی‌های استخراج شده در تقسیم‌بندی چهارگانه سینرژی‌ها، می‌توان جداسازی فعالیت سر RF و دو سر دیگر عضله چهار سرانی را مشاهده کرد.



شکل (۱۰)- سینرژی‌ها و وزن‌های متناظر آن‌ها برای رکاب‌زنی با $N=4$.



شکل (۱۱)- سینرژی‌ها و وزن‌های متناظر آنها برای رکاب‌زنی با $N=5$.

²⁰Resampling

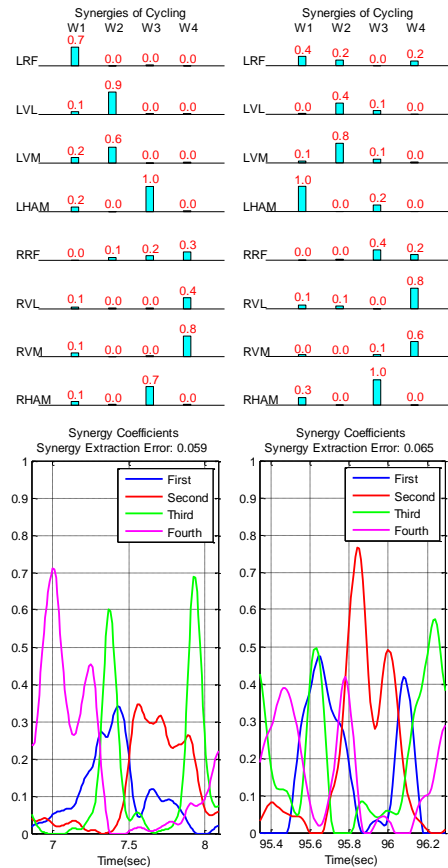
جدول (۴) - میانگین همبستگی سینرژی‌ها و ضرایب سینرژی‌های ۴گانه برای شرایط مکانیکی مختلف. شباهت در هر سرعت ثابت، از میانگین شباهت سیگنال‌ها در گشتاورهای ۵، ۷ و ۹ نیوتن‌متر و برای هر گشتاور ثابت، از میانگین شباهت سیگنال‌ها در سرعت‌های ۴۰، ۵۰ و ۶۰ دور بر دقیقه محاسبه شده است.

Correlation (%)		
ضرایب سینرژی	سینرژی	شباهت سنجی
۹۲/۳	۹۹/۴	۴۰ (rpm)
۹۱/۷	۹۸/۵	۵۰ (rpm) سرعت ثابت
۸۹/۲	۹۶/۴	۶۰ (rpm)
۶۸/۳	۹۸/۹	۵ (N/m)
۷۹/۴	۹۹/۱	۷ (N/m) گشتاور ثابت
۷۴/۳	۹۸/۳	۹ (N/m)

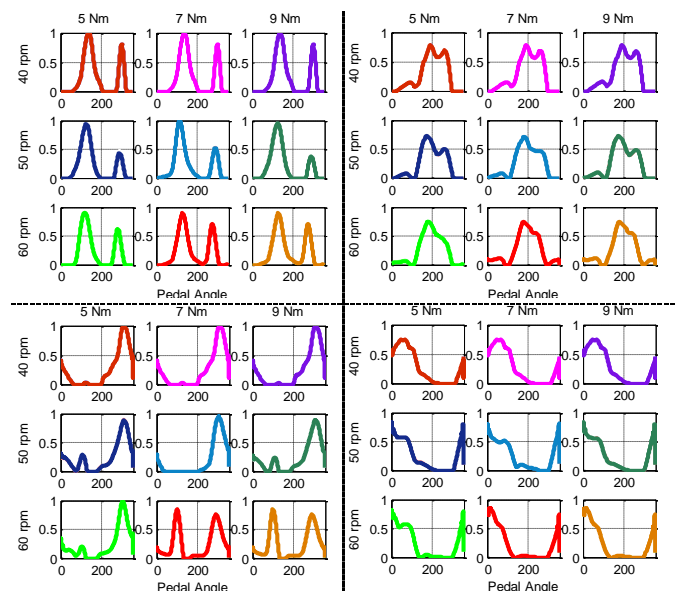
۴- بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش تلاش شد با کمی‌سازی صحیح مفهوم کیفی سینرژی، گام اولیه برای استفاده از نظریه سینرژی در کنترل حرکت رکاب‌زنی به‌منظور نزدیک کردن الگوی FES به الگوی طبیعی به‌کارگیری عضله‌های فرد سالم حین رکاب‌زنی برای استفاده از آن در تحریک الکتریکی عملکردی فرد ناتوان برداشته شود. سینرژی‌های استخراج شده زمینه را برای کنترل ساده‌تر سیگنال‌های تحریکی FES فراهم می‌کنند. بنابراین این امکان فراهم شده است تا به‌جای کنترل ۸ سیگنال تحریک با استفاده از روابط سینریک استخراج شده، تنها به کنترل ۴ سیگنال پرداخته شود.

روش استخراج NMF با کمترین خطای بازشناسی RMS در میان روش‌های متداول و با رعایت مفهوم فیزیولوژی تحریک عصبی-عضلانی، به‌عنوان روش مناسب کمی‌سازی سینرژی عضلانی برگزیده شد. برای برقراری اصل عدم تغییرپذیری سینرژی‌ها برای انجام حرکت‌ها تحت شرایط مکانیکی مختلف، ابتدا با استفاده از الگوریتم ضربی وزن‌های اولیه مناسبی برای شروع الگوریتم NMF به‌دست آمد؛ اهمیت این موضوع، گستردگی زیاد فضای داده‌ها و امکان وجود کمینه‌های موضعی در این فضا است. سپس با استفاده از الگوریتم ALS - که سرعت همگرایی زیادی دارد-



شکل (۱۲) - از چپ، سینرژی و وزن‌های متناظر برای سرعت ۴۰ و گشتاور ۵ نیوتن‌متر، سینرژی و وزن‌های متناظر برای سرعت ۶۰ و گشتاور ۹ نیوتن‌متر.



شکل (۱۳) - ضرایب سینرژی برای شرایط مکانیکی مختلف، از بالا از چپ هر مجموعه ۹ تایی بیانگر یکی از ضرایب چهارگانه تحت شرایط مختلف مکانیکی، برای هر ضریب از چپ به راست گشتاور افزایش و از بالا به پایین سرعت افزایش یافته است.

- [5] SENIAM Project, Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles, Retrieved 7 March 2014 from: <http://seniam.org/quadricepsfemorisvastuslateralis.html>
- [6] Manal K., Buchanan T., An Electromyogram-Driven Musculoskeletal Model of the Knee to Predict in Vivo Joint Contact Forces During Normal and Novel Gait Patterns; *Journal of Biomechanical Engineering*, 2013; 135(2): 0210141-0210147.
- [7] Akay M., d'Avella A., Tresch M., *Handbook of Neural Engineering*, Chapter 27, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2007.
- [8] Scholz M., Approaches to analyse and interpret biological profile data; Ph.D. thesis in University of Potsdam, Germany, 2006. Retrieved from: http://www.nlpc.org/pca_principal_component_analysis.html
- [9] Scholz M., Approaches to analyse and interpret biological profile data; Ph.D. thesis in University of Potsdam, Germany, 2006. Retrieved from: <http://www.nlpc.org/index.html>
- [10] Hug F., Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?; *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2011: 1-12.
- [11] Raymond C.H., Joseph K., Gabriel Y.F., Muscle recruitment pattern in cycling: a review; *Physical Therapy in Sport*, Available online at www.sciencedirect.com, 2005.
- [12] Biometrics Ltd, DataLOG WMX8, Retrieved 7 March 2014 from: <http://www.biometricsltd.com/datalog.htm>
- [13] Shao Q., Bassett D.N., Manal K., Buchanan T.S., An EMG Musculoskeletal Model to Estimate Muscles and Joint Moments in Stroke Patients; *Journal of Computer Biology and Medicine*, 2009: 1083-1088.
- [14] Torres-Oviedo G., Ting L., Muscle Synergies Characterizing Human Postural Responses; *Journal of Neurophysiology*, 2007: 2144-2156.
- [15] d'Avella A., Bizzi E., Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors; *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2005; 102(8): 3076-3081.

سینرژی‌ها از دوره‌های مختلف رکاب‌زنی استخراج شدند. با محاسبه سینرژی با این رهیافت، وزن‌ها و ضرایب تعیین شده برای سینرژی‌های تعیین شده در سرعت‌ها و گشتاورهای مختلف شباهت زیادی دارند. بررسی مقادیر VAF در جدول (۴) بیانگر آن است که سیستم کنترل بدن انسان برای انجام حرکات تناوبی رکاب‌زنی در مقابل شرایط مکانیکی مختلف، تعداد واحدهای سینرژی که در ایجاد این حرکت نقش دارند را تغییر نمی‌دهد. میانگین VAF برای سینرژی چهارگانه و برای توصیف رکاب‌زنی برای سرعت‌های ۴۰، ۵۰ و ۶۰ دور بر دقیقه به ترتیب برابر ۹۲ ± ۳ ، ۹۱ ± ۴ و ۹۲ ± ۳ درصد و برای گشتاورهای ۵، ۷ و ۹ نیوتن‌متر به ترتیب ۹۱ ± ۳ ، ۹۲ ± ۵ و ۹۲ ± ۴ درصد به دست آمد. تعداد مناسب سینرژی با بررسی معیار VAF در شرایط مختلف مکانیکی آزمون و لحاظ کردن پشتوانه‌های کینزیولوژی، چهار سینرژی به دست آمد. سینرژی‌های استخراج شده برای سرعت‌های مختلف رکاب‌زنی، به طور میانگین از شباهت $۹۸/۴۳$ درصدی برخوردار هستند که دلیلی بر درست‌نمایی سینرژی‌های استخراج شده است. ضرایب سینرژی نیز از شباهت $۸۲/۴۹$ برخوردارند که با توجه به آنچه در شکل (۱۳) مشاهده می‌شود، نشان‌دهنده تغییرات حداقلی ساختار این ضریب است.

۵- مراجع

- [1] Demchak T., Linderman J., Mysiw W., Jackson R., Suun J., Devor S., Effects of Functional Electric Stimulation Cycle Ergometry Training on Lower Limb Musculature in Acute Sci Individuals; *Journal of Sports Science and Medicine*, 2005; 4: 263-271.
- [2] Griffin L., Decker M., Hwang J., Wang B., Kitchen K., Ding Z., Ivy J., Functional electrical stimulation cycling improves body composition, metabolic and neural factors in persons with spinal cord injury; *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009; 19: 614-622.
- [3] Gföhler M., Lugner P., Cycling by Means of Functional Electrical Stimulation; *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2000; 8(2): 233-243.
- [4] Shumway-Cook A., Woollacott H., *Motor Control – translating research into clinical practice*; third edition, 2007.