

Effect of Hand-Held Flexi-Bar on Shoulder Functional Tonic and Phasic Time-Varying Muscle Synergies

Davoudi, Mehrdad¹ / Shokouhyan, S. Mohammad Reza¹ / Bagheri Rouchi, Mahdi¹ / Abdollahi, Masoud² / Bervis, Soha³ / Hoviat Talab, Maryam⁴ / Parnianpour, Mohamad^{5*}

¹ - M.Sc., Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

² - Ph.D., Department of Industrial and Systems Engineering, Rochester Institute of Technology, Rochester, NY 14623, USA

³ - Ph.D., Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

⁴ - Faculty-Instructor, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

⁵ - Professor, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2020.114099.1522

Received: 11 September 2019

Revised: 14 January 2020

Accepted: 14 January 2020

KEYWORDS

Time-Varying Synergies
Phasic and Tonic Synergies
Functional Synergies
Shoulder

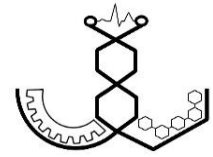
ABSTRACT

An open research question is how the central nervous system (CNS) to find a solution for the problem of redundancy or degree of freedom in the human shoulder motion control. We used time-varying synergy theory in which assumed that the relative activation between muscles is time-varying, to investigate the combination of activation patterns of muscles in twelve 3-D hand-held exercises by Flexi-Bar using Anybody Technology software (A/S, Aalborg, Denmark). Using activation of 12 muscles and the moment across the joint as an input matrix for the optimization procedure to extract functional time-varying synergies, time delays and amplitude coefficients, the achieved 5 tonic and phasic synergies explained 79% of the data variation. Matching pursuit procedure and non-negative least square used to find timing shifts and amplitude coefficients respectively. Considering a new exercise out of the primary database, 60% of the activation patterns reconstructed using time-varying synergies. Although the extracted synergies seem to be directionally tuned, the results show that due to the same velocity in all exercises and also because the torque which that was applied due to the weight of the bar and arm on the joint is not significant, both timing shifts and separation phasic-tonic parts of the activation patterns provide no further explanation on CNS behavior and finding them causes unnecessary computational cost. Future study can focus on the comparison of synergies between two or more groups of exercises by the Flexi-Bar such as holding the bar vertically or horizontally with swinging it up and down or back and forth.

*Corresponding Author

Address	Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
Postal Code	11365-11155
E-Mail	parnianpour@sharif.edu
Tel	+98-21-66005716
Fax	+98-21-66000021





تاثیر تمرین با میله‌ی منعطف بر سینرجی‌های عمل‌کردی متغیر با زمان تونیک و فازیک عضلات شانه

داودی، مهرداد^۱ / شکوهیان، سید محمدرضا^۱ / باقری روچی، مهدی^۱ / عبداللهی، مسعود^۲ / برویس، سها^۳ / هویت‌طلب، مریم^۴ / پرنیان‌پور، محمد^{۵*}

- ۱- فارغ‌التحصیل کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران
- ۲- دانشجوی دکترا، دانشکده‌ی مهندسی صنایع و سیستم، دانشگاه روچستر، نیویورک، آمریکا
- ۳- دانشجوی دکترا، دانشکده‌ی فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز، ایران
- ۴- مربی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران
- ۵- استاد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.114099.1522

پذیرش: ۲۴ دی ۱۳۹۸

بازنگری: ۲۴ دی ۱۳۹۸

ثبت در سامانه: ۲۰ شهریور ۱۳۹۸

واژه‌های کلیدی چکیده

سینرجی‌های متغیر با زمان سینرجی‌های تونیک و فازیک سینرجی‌های عمل‌کردی شانه

شانه به دلیل داشتن درجه‌های آزادی متعدد، یک مفصل پیچیده در سیستم اسکلتی عضلانی به حساب می‌آید. در این مقاله سعی شده است تا با استفاده از تئوری سینرجی‌های متغیر با زمان، مشخص شود که اعصاب مرکزی برای ایجاد حرکت در شانه چگونه بر پیچیدگی‌های کنترلی مساله فائق می‌آید. در این راستا، تمرین‌هایی در یک فضای سه‌بعدی اطراف بدن همراه با حرکت رفت و برگشتی میله‌ی منعطف در نرم‌افزار Anybody مدل‌سازی شده، سطوح فعالیت ۱۲ عضله‌ی منتخب در کنار گشتاور آن‌ها حول مفصل به عنوان خروجی ثبت گردیده و نتایج تحت یک ماتریس کلی طبق مفهوم سینرجی‌های عمل‌کردی به عنوان ورودی به یک الگوریتم بهینه‌سازی گرادیان محور جهت تعیین بردارهای سینرجی اعمال شده است. شیفتهای زمانی با روش matching pursuit و ضرایب بزرگی با روش non-negative least square در هر مرحله از حل به دست آمده است. با کمک معیار R^2 ، ۵ سینرجی تونیک و ۵ سینرجی فازیک انتخاب شده است که توانایی بازسازی ۷۹٪ از کل داده‌ها و نیز توانایی بازسازی الگوی فعالیت عضلات مربوط به یک تمرین غیر از تمرین‌های اولیه را با دقت ۶۰٪ دارند. هر یک از سینرجی‌ها همراه با عضلات فعال در آن، در بخش‌های مشخصی از فضای فعال بوده‌اند. عضله‌ی serratus در اکثر سینرجی‌ها فعال بوده که اهمیت این عضله در انجام تمرینات با میله را نشان می‌دهد. در سینرجی ۱، عضلات اکستنسوری سه‌سر فعال بوده اما عضله‌ی فلکسوری-ابداکتوری دوسر در محدوده‌ی سینرجی‌های ۴ و ۵ در فضای بالای سر فعال شده است. شکل‌گیری ترکیب آگونستیک و آنتاگونیستیک بین دو یا چند سینرجی و نیز شکل‌گیری الگوی هم‌کاری متغیر با زمان بین عضلات در هر سینرجی در طول حرکت از دیگر نتایج این تحقیق است. این تحقیق نشان داده که پیچیدگی محاسباتی یافتن شیفتهای زمانی به دلیل یک‌سان بودن سرعت در تمام تمرین‌ها و نیز جدا کردن بخش‌های تونیک و فازیک به دلیل گشتاور کم وزن دست و میله حول مفصل، نتوانسته درک نورولوژیک جدیدی را ارائه دهد اما به کارگیری سینرجی‌های عمل‌کردی برای تحلیل‌های دقیق‌تر موثر بوده است.

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی: دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

تلفن: ۹۸-۲۱-۶۶۰۰۵۷۱۶

کد پستی: ۱۱۳۶۵-۱۱۱۵۵

دورنگار: ۹۸-۲۱-۶۶۰۰۰۲۱

پست الکترونیک: pamianpour@sharif.edu



۱- مقدمه

شانه به عنوان یکی از پیچیده‌ترین بخش‌های سیستم اسکلتی عضلانی، به دلیل آناتومی خاص خود همواره در معرض آسیب است. با شناخت بیش‌تر عمل‌کرد عضلات هنگام ایجاد حرکت حول این مفصل و چگونگی فائق آمدن سیستم اسکلتی عضلانی بر درجات آزادی متعدد می‌توان از بعضی آسیب‌های احتمالی جلوگیری نمود [۱]. تئوری‌های مختلفی در رابطه با چگونگی انتخاب یک الگوی حرکتی توسط سیستم اعصاب مرکزی^۱ از بین راه‌حل‌های متعدد مطرح شده است. استفاده از مفهوم سینرژی‌ها یکی از راه‌حل‌های پیشنهادی برای درک رفتار اعصاب مرکزی است. سینرژی‌ها با کاهش نامعینی^۲ سیستم و بهبود درجه‌ی آزادی مساله به اعصاب مرکزی کمک می‌کنند تا مسائل پیچیده‌ی کنترل بهینه را حل نماید [۲].

مفهوم سینرژی از سازمان‌دهی متغیرهای پیچیده‌ی موتور کنترل و فیدبک سنسوری به دست آمده و ارتباط معناداری را بین هدف‌های مختلف و دستورات اجرایی در اعصاب مرکزی ارائه می‌دهد [۳-۵]. سینرژی‌ها متناسب با نوع فعالیت به قصد دستیابی به یک حرکت خاص سازمان‌دهی شده و عضلات و مفاصل به عنوان اجزای آن به عنوان یک مجموعه به گونه‌ای مشارکت می‌کنند که هر تغییر در جز توسط کل مجموعه جبران گردد [۶]. یافتن الگوی مشارکتی هر جز حرکتی در این سازمان‌دهی سرتاسری مساله‌ای است که به ابزارهای ریاضی احتیاج دارد. در بعضی مطالعات سعی شده است تا در فعالیت‌های ایستایی، گشتاورهای وارد به مفاصل از طریق روش فاکتورگیری ماتریس‌های نامنفی^۳ و با ارائه‌ی نسبت‌های ثابت هم‌کاری بین عضلات در هر سینرژی، تفسیر شود [۷-۱۰]. در سینرژی‌های به دست آمده با این روش، که سینرژی‌های ثابت نامیده می‌شوند، تاخیر زمانی بین ماهیچه‌های مختلف درون هر سینرژی وجود ندارد و هر عضله با همان الگوی زمانی فعال شدن کل سینرژی، فعال می‌گردد. به نظر می‌رسد که این سینرژی‌ها بازتابی از رفتارهای مختلف بوده و استراتژی نورون‌ها در کنترل عضلات بدن نمی‌باشد [۱۱].

دی‌اولا با روش سینرژی‌های متغیر با زمان، الگوهای مکانی زمانی مختلف فعالیت عضلات را در هر سینرژی بیان کرده است. در سینرژی‌های متغیر با زمان، هم مولفه‌های تناسبی بین سطوح تحریک عضلات در هر نقطه از زمان حرکت وجود داشته و هم برای هر ماهیچه یک الگوی فعالیت در طول زمان

در نظر گرفته می‌شود. هر ماهیچه‌ی درون سینرژی دارای یک منحنی زمانی فعالیت است که اجازه‌ی تاخیر در فعال شدن عضله‌ها را فراهم می‌سازد که این قابلیت به عمل‌کرد عضلات نزدیک‌تر است [۱۲]. الگوی مکانی زمانی فعالیت عضلات را می‌توان از شرایط هم‌زمانی فعالیت چند عضله در انجام مجموعه‌ای از حرکات با کمک روش طبقه‌بندی داده‌ها^۴ به دست آورد [۱۳] و یا با کمک دینامیک عضو و کاهش درجات آزادی موثر، سینرژی‌های متغیر با زمان را استخراج نمود (روشی که معمولاً از آن برای کنترل یک مکانیسم با درجات آزادی بالا استفاده می‌شود) [۱۴]. سازگاری سینرژی‌های حاصل از این روش با تعابیر فیزیولوژیک در حرکات بدن در پژوهش‌های مختلفی بررسی شده است [۱۵-۱۷]. دی‌اولا با بررسی داده‌های الکترومایوگرافی^۵ قورباغه طی انجام حرکات متعدد، نشان داده است که با ثابت نگه داشتن سینرژی‌ها و تغییر در ضرایب و شیفتهای زمانی مربوط به آن‌ها می‌توان به بازسازی حرکات پرداخت [۱۸]. دی‌اولا در مطالعه روی حرکات دست انسان، از روش جداسازی بخش‌های تونیک و فازیکی فعالیت عضلات استفاده کرده است [۱۷]. فلندرس و بنوو [۱۹]، ۲۰ در یافتند که با افزایش سرعت در حرکت، یک بخش از ضرایب بزرگی فعالیت عضلات بیش‌تر شده اما بخش دیگر ثابت باقی می‌ماند. آن‌ها به این نتیجه رسیدند که سیستم عصبی برای کنترل موقعیت، غلبه بر گشتاور عضو و نیز سرعت‌گیری، از فرمان‌های جداگانه استفاده می‌کند. بنابراین بخش متغیر با افزایش سرعت، فازیکی نامیده شده که می‌تواند مقداری مثبت یا منفی داشته باشد. بخش ثابت که صرف غلبه بر گشتاور گرانشی می‌شود نیز تونیک نامیده شده است. سینرژی‌های متغیر با زمان به دست آمده توسط دی‌اولا [۱۷] به دلیل حضور مقادیر منفی در بخش فازیکی توانایی رعایت شرط نامنفی بودن را نداشته و لذا در الگوریتم محاسباتی آن‌ها از روش کاهش گرادیان^۶ با یک تابع خطا برای بهینه‌سازی استفاده شده که نتایج حاصل سازگاری خوبی با حرکات دست داشته است.

داودی و هم‌کارانش [۲۱] با استفاده از روش دی‌اولا به تعیین سینرژی‌های تونیک و فازیکی متغیر با زمان در حرکات تنه در جهت‌ها و سرعت‌های مختلف پرداخته که نتایج آن‌ها شامل ضرایب بزرگی سینرژی‌های تونیک و فازیکی عضلات و شیفتهای زمانی برای حالت فازیکی در سرعت‌های مختلف است. سینرژی‌های تونیک به دست آمده توسط داودی به جهت

^۱ Data Clustering^۵ Electromyography (EMG)^۶ Gradient Descent^۱ Central Nervous System (CNS)^۲ Redundancy^۳ Non-Negative Matrix Factorization (NMF)



روش دینامیک معکوس در نرم‌افزار AnyBody، با توسعه‌ی مدل Standing در مخزن نرم‌افزار^۴ انجام شده است. مدل میله شامل سه بخش دسته^۵، بخش الاستیک و بخش جرم متمرکز متصل در انتهای میله بوده که اتصال این قسمت‌ها با عمل‌گرهای^۶ تولید‌کننده‌ی گشتاور ایجاد شده است. در پژوهش عبداللهی با روش محاسباتی المان محدود و داده‌های حرکتی میله، برای مدل‌سازی انعطاف میله یک فنر و دمپر معادل در نظر گرفته شده است که بتواند تاثیر انعطاف فنر را ایجاد کند. سختی و دمپینگ به دست آمده در مدل AnyBody در نظر گرفته شده تا نیروی معادل واقعیت به دست وارد گردد. دسته به کف دست فیکس شده به طوری که فاقد درجه‌ی آزادی است. ابعاد و وزن میله اندازه‌گیری و در مدل وارد شده است. حرکت دسته با فرکانس ۴/۶۷ هرتز و دامنه‌ی ۰/۵ سانتی‌متر انجام شده، مدت زمان حرکت میله و تعداد گام‌های زمانی جمع‌آوری داده در تمام تمرین‌ها یک‌سان بوده و سرعت حرکت بین تمرین‌های مختلف ثابت در نظر گرفته شده است. برای جلوگیری از ایجاد عدم تعادل کینماتیکی^۷ سه درجه‌ی آزادی فلکشن^۸ اکستنشن^۹ آرنج و فلکشن-اکستنشن و ابداکشن^{۱۰}-ادداکشن^{۱۱} مفصل جناغی ترقوه‌ای^{۱۲} در مجموعه‌ی دست آزاد شده است. در تمرین ۱، میله در فاصله‌ی افقی ۵۰ سانتی‌متر از محور مختصات و ارتفاع ۱/۵ متر از خط میانی دو میچ پا قرار گرفته، توسط دست راست به صورت عمودی نگه داشته شده و به جلو و عقب حرکت داده شده است. در تمرین‌های ۲ تا ۱۲، موقعیت نگه‌داری میله در صفحه‌های افقی (θ) و عمودی (φ) به ازای هر تمرین ۳۰ درجه تغییر کرده است (شکل ۱). یک سیکل حرکتی شامل عقب آمدن دسته‌ی میله و برگشتن به جای اولیه و نیز نگه‌داری میله در موقعیت‌های مختلف (تمرین‌های ۱، ۳ و ۱۰) از نماهای مختلف در شکل (۲) نشان داده شده است. دو شرط حفظ پایداری مفصل گلوئوهورمال یعنی عدم حرکت انتقالی سر بازو^{۱۳} درون فرورفتگی کتف^{۱۴} و قرار گرفتن نیروی عکس‌العمل درون حفره‌ی مفصل در نرم‌افزار AnyBody لحاظ شده است. این شرط‌ها در مدل‌های اولیه‌ی نرم‌افزار وجود داشته و اگر وضعیت نیرو طوری زیاد شود که در نتیجه این دو شرط ارضا نگردد، نرم‌افزار اعلام خطا کرده و حل انجام نمی‌شود.

حرکت وابسته بوده، ضرایب بزرگی سینرجی‌های فازیک با افزایش سرعت بیش‌تر شده و با بررسی شیفت‌های زمانی مشخص شده که سریع‌تر فعال کردن عضلات یکی از مکانیسم‌های اعصاب مرکزی برای افزایش سرعت در حرکت کمر است. مدل‌های اسکلتی عضلانی صحت‌سنجی شده^۱ برای به دست آوردن فعالیت عضلات و سینرجی‌های عضلانی در مطالعه‌ی مقدم و هم‌کارانش [۷] روی شانه مورد استفاده قرار گرفته است. در این مطالعه از نرم‌افزار AnyBody^۲ استفاده شده، با اعمال گشتاورهای ثابت خارجی صفحه‌ای در ۱۲ جهت مختلف فعالیت ۱۲ عضله‌ی شانه به دست آمده و با کمک سینرجی‌های ثابت به تفسیر رفتار عضلات در مقابل گشتاور خارجی پرداخته شده است. مقدم، اسکندری [۸، ۱۰] و صداقت‌نژاد [۹] در مطالعات خود از مفهوم سینرجی‌های عمل‌کردی برای تفسیر سینرجی‌ها استفاده کرده‌اند. آن‌ها در ماتریس ورودی الگوریتم تعیین سینرجی، داده‌های گشتاوری یا نیروی عکس‌العمل مفصل را در کنار داده‌های فعالیت عضلانی قرار داده و دریافتند که این تغییر باعث تنظیم^۳ بهتر عضلات در سینرجی‌ها می‌شود. عبداللهی و هم‌کارانش [۲۲، ۲۳] از نرم‌افزار AnyBody برای مدل‌سازی یک ابزار توان‌بخشی به نام میله‌ی منعطف استفاده کرده‌اند. مزایای استفاده از این وسیله در توان‌بخشی نواحی بازو، کمر، شانه و شکم در بعضی مطالعات گزارش شده است [۲۴-۲۶]. عبداللهی با هدف بررسی تاثیر بعضی تمرینات تجویز شده به فرد قبل از انجام آن‌ها، اقدام به مدل‌سازی بیومکانیکی این ابزار نمود. وی مدل موجود در مخزن نرم‌افزار را توسعه داده و میله‌ی منعطف را با کمک مشخصات مکانیکی و فرکانس طبیعی آن مدل‌سازی کرده است. هدف مطالعه‌ی حاضر بررسی استفاده از سینرجی‌های تونیک و فازیک عمل‌کردی متغیر با زمان در توضیح رفتار اعصاب مرکزی برای انجام تمرینات با میله‌ی منعطف می‌باشد.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی بیومکانیکی تمرین با میله‌ی منعطف

مدل‌سازی میله‌ی منعطف بر اساس پژوهش‌های عبداللهی و هم‌کارانش [۲۲، ۲۳] صورت گرفته و حل معادلات بر اساس

^۸ Flexion

^۹ Extension

^{۱۰} Abduction

^{۱۱} Adduction

^{۱۲} Sterno Clavicular Joint

^{۱۳} Humerus

^{۱۴} Scapula

^۱ Validated

^۲ AnyBody Simulation System (AnyBody Technology A/S, Aalborg, Denmark)

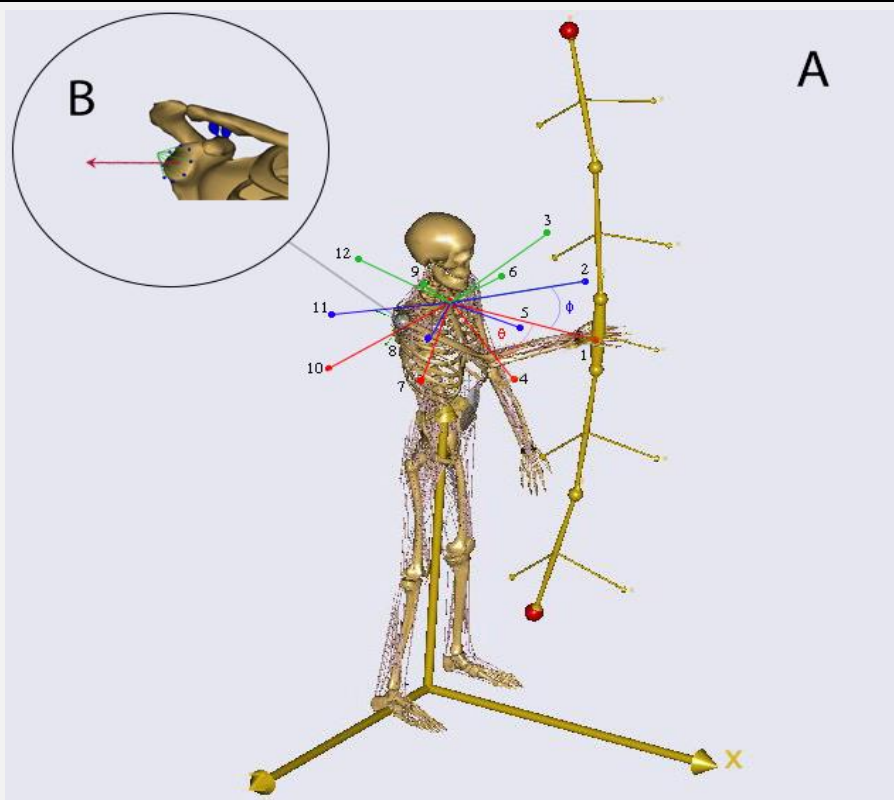
^۳ Tuning

^۴ Managed Model Repository (AMMR) v.1.1 AnyBody

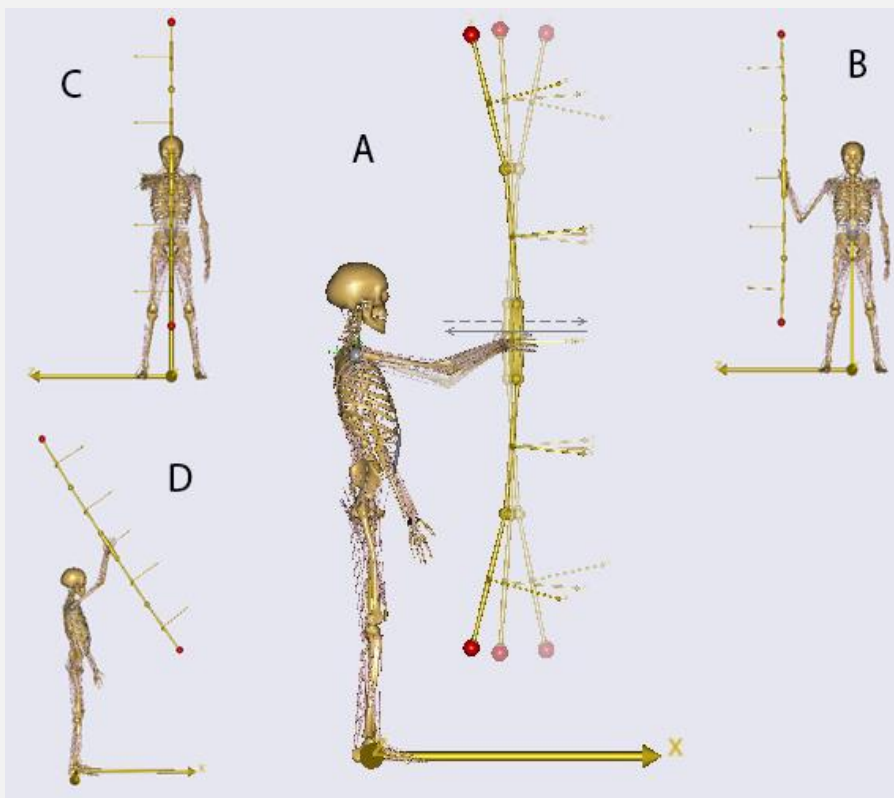
^۵ Grip

^۶ Actuator

^۷ Kinematically Over-Constrained



شکل (۱) - (A) موقعیت‌های مختلف نگهداری میله‌ی منعطف در فضا (۱ تا ۱۲)، هر رنگ (قرمز، آبی و سبز) در یک صفحه‌ی عرضی بوده (۶۰°، ۳۰°، ۰°) که به چهار صفحه‌ی طولی (۰°، ۳۰°، ۶۰° و ۹۰°) تقسیم شده و با اعداد نشان داده شده است. موقعیت ۱ موقعیت مبدا بوده و تغییرات نسبت به آن بیان می‌شود، برای مثال در موقعیت ۴، میله ۳۰ درجه در صفحه‌ی افقی به سمت راست آورده شده یا در موقعیت ۹، میله ۶۰ درجه در صفحه‌ی افقی و ۶۰ درجه در صفحه‌ی عمودی به سمت بالا آورده شده است، (B) راستای خط نیرو در مفصل شانه (فلش قرمز)



شکل (۲) - (A) سیکل حرکت دست همراه با میله که ابتدا رو به عقب آمده (پررنگ) و سپس بر می‌گردد (کم‌رنگ-نقطه‌چین)، (B) نگه داشتن میله به صورت ثابت در راستای صفحه‌ی عرضی در کنار بدن (محل تمرین ۱۰)، (C) نگه داشتن میله در محل تمرین ۱ از نمای روبه‌رو، (D) نگه داشتن میله در محل تمرین ۳ از نمای جانبی



۲-۲-۱- الگوریتم استخراج بردارهای سینرجی

در این روش به منظور بازسازی الگوهای مختلف عضلانی، هر سینرجی می‌تواند به صورت مستقل در ضرایب بزرگی ضرب شده و در راستای زمان شیفت پیدا کند. رابطه‌ی (۱) مقیاس‌بندی^۴ و تاخیر زمانی^۵ به وجود آمده در سینرجی را نشان می‌دهد که در آن $m(t)$ بردار اکتیواسیون عضلات در حرکات انجام شده است که می‌توان آن را با ترکیبی از N سینرجی متغیر با زمان بازسازی نمود. در این رابطه، $W_i(t)$ بردار هر سینرجی، C_i ضریب بزرگی^۶ غیرمنفی هر سینرجی در زمان حرکت و t_i مربوط به زمان شروع^۷ هر سینرجی است.

$$m(t) = \sum_{i=1}^N C_i W_i(t - t_i) \quad (1)$$

هر سینرجی یک ماتریس با تعداد سطر برابر با تعداد عضلات (در این‌جا ۱۲ عضله) و J (تعداد گام زمانی تشکیل دهنده‌ی هر بردار سینرجی) ستون است. همچنین تعداد گام‌های زمانی در نظر گرفته شده از شبیه‌سازی نقطه‌به‌نقطه‌ی حرکت در ماتریس فعالیت هر عضله در هر حرکت با K_s مشخص شده و در نتیجه M (ماتریس اکتیواسیون عضلانی) دارای ۱۲ سطر و K_s ستون است. برای استخراج سینرجی از یک سری حرکت مدل شده از رابطه‌ی (۲) استفاده شده که در آن تاثیر شیفت و بزرگی در ماتریس H خلاصه شده است.

$$M_s = WH_s \quad (2)$$

در این رابطه، M_s ماتریس کلی اکتیواسیون عضلات در S حرکت با ۱۲ سطر و K_s ستون، W ماتریس N سینرجی مورد نظر با ۱۲ سطر و $N \times J$ ستون و H_s بیان‌گر تاثیر هم‌زمان ضرایب بزرگی هر سینرجی و شیفت زمانی آن با $N \times J$ سطر و K_s ستون است که به صورت رابطه‌ی (۳) تعریف می‌شود.

$$H_s = \sum_i C_{is} \Theta_i[t_{is}] \quad (3)$$

در این رابطه، C ضریب بزرگی سینرجی i -ام و حرکت s -ام و ماتریس $\Theta_i[t_{is}]$ در بر گیرنده‌ی شروع تاخیر در هر سینرجی و تسک است که با دلتای کرونیکر^۸ و رابطه‌ی (۴) به دست می‌آید.

$$\Theta_i[t_{ij}]_{pq} = \delta[p - (i - 1)J, q - J] \quad (4)$$

راستای نیروی عکس‌العمل در مفصل در شکل (۱) قابل مشاهده بوده که خط آن درون کاسه‌ی مفصل قرار گرفته است. گشتاور وارد بر مفصل گلونوهومرال در سه جهت فلکشن-اکستنشن، ابداکشن-ادداکشن و چرخش خارجی^۱-داخلی^۲ حاصل از به کارگیری عضلات به عنوان خروجی مدل‌سازی به دست آمده است. در این نرم‌افزار عضلات به شکل مجموعه‌ای از فیبرها مدل شده و بنابراین برای هر عضله میانگین فعالیت تمام فیبرهای آن به عنوان سطح فعالیت عضله در نظر گرفته شده است. مدل به کار گرفته شده مدل سه المان هیل بوده که طبق دستورالعمل نرم‌افزار کالیبره شده و برای برطرف نمودن مشکل نامعینی^۳ از معیار \min/\max برای حل معادلات بهینه‌سازی استفاده شده که باعث هم‌کاری عضلات بیش‌تری برای شکل‌گیری یک فعالیت شده است. در این مطالعه ۱۲ عضله شامل Teres Minor, Infraspinatus, Supraspinatus, Teres Major, Pectoralis Major, Latissimus Dorsi, Deltoid Anterior, Deltoid Medially, Deltoid Posterior, Serratus و Biceps, Triceps که در اکثر تمرین‌ها فعالیت بیش‌تری داشته و در شکل‌گیری حرکات نقش اساسی دارند برای بررسی انتخاب شده‌اند.

گشتاور و نیروی فعالیت عضلات در عکس‌العمل گشتاور خارجی حول مفصل گلونوهومرال در مختصات محلی این مفصل به دست آمده است. در نمودار تغییرات گشتاور مربوط به این مطالعه، قسمت مثبت نمودار مربوط به گشتاورهای ابداکشن، چرخش خارجی و فلکشن و در نمودارهای نیرو، جهت مثبت نمودار مربوط به جهت‌های بالایی، خارجی و جلویی می‌باشد.

۲-۲-۲- سینرجی‌های متغیر با زمان

یکی از راه‌های غلبه بر درجات آزادی زیاد جهت ساده‌سازی کنترل یک سیستم، دسته‌بندی متغیرهای کنترلی در گروه‌های مشخص است [۲۷]. در مدل مورد استفاده، سطوح فعالیت ۱۲ عضله حین فعالیت‌های انجام شده به عنوان متغیرهای کنترلی در نظر گرفته شده که با یک حل پیش‌خوراند کنترل بهینه برای تمام حرکات مدل شده در فضای سه‌بعدی قابل دست‌یابی است. در این پژوهش جهت ساده‌سازی فرمان‌های ارسالی برای ایجاد یک حرکت مشخص از روش دی‌اولا و هم‌کارانش [۱۵]، [۱۷]، [۱۸] و برای تفسیر فضای گشتاوری و نیروی حاکم بر مساله از مفهوم سینرجی‌های عمل‌کردی [۷-۹] استفاده شده است.

^۵ Time Delay

^۶ Amplitude Coefficient

^۷ Synergies Onset

^۸ Kronecker Delta

^۱ External

^۲ Internal

^۳ Redundancy

^۴ Scaling

حرکت و چه بعد از آن، مشخص شده که کدام سینرجی با کدام تاخیر زمانی، بیشترین تشابه را با سیگنال اصلی دارد. با ضرب این سینرجی با تاخیر در نظر گرفته شده در ضریب بزرگ‌نمایی آن، این مقدار از ماتریس کلی فعالیت عضلات کم شده و الگوریتم با حذف توابع مربوط به شیفت‌های زمانی ممکن برای سینرجی انتخاب شده از کل حالات ممکن، برای سایر سینرجی‌ها ادامه یافته و به همین طریق شیفت‌های زمانی مناسب برای تمام سینرجی‌ها به دست آمده است.

با توجه به شرط مثبت بودن ضرایب بزرگی (رابطه‌ی ۶)، از روش non negative least square و تابع Isqnonneg در نرم‌افزار MATLAB به منظور یافتن آن‌ها برای هر سینرجی (C) استفاده شده است. در رابطه‌ی (۶)، C_{is} ضریب بزرگی سینرجی i در تسک s ، W_i بردار سینرجی i -ام، t_{is} مقدار تاخیر زمانی تعیین شده برای سینرجی i در فعالیت s ، K_s تعداد گام زمانی مربوط به حرکت و $m_s(t_n)$ بردار فعالیت عضله در لحظه‌ی t_n برای هر تسک می‌باشد.

$$E = \sum_{j=1}^s \sum_{n=1}^{K_s} \left\| m_s(t_n) - \sum_{i=1}^n C_{is} W_i (t_n - t_{is}) \right\| \quad (6)$$

$C_{is} \geq 0$

۲-۲-۳- تعیین تعداد سینرجی

برای تعیین تعداد سینرجی‌ها از معیار R^2 و رابطه‌ی (۷) استفاده شده که در آن (\bar{m}) بردار میانگین داده‌ها است. با رسم نمودار R^2 بر حسب تعداد سینرجی، جایی که نمودار دچار زانویی شده به عنوان تعداد مناسب سینرجی در نظر گرفته شده است.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{j=1}^s \sum_{n=1}^{K_s} \|m_s(t_n) - \sum_{i=1}^n C_{is} W_i (t_n - t_{is})\|^2}{\sum_{j=1}^s \sum_{n=1}^{K_s} \|m_s(t_n) - \bar{m}\|^2} \quad (7)$$

۲-۲-۴- سینرجی‌های تونیک و فازیک

برای یافتن بخش تونیک فعالیت عضلات، تمریناتی مدل شده که در آن دسته‌ی میله در موقعیت‌های اولیه‌ی هر تمرین (۱ تا ۱۲) قرار داشته اما این بار هر حرکت به آرامی انجام شده است. بدین منظور فرض شده که دسته‌ی میله توسط دست با سرعت یک‌دهم فعالیت‌های عادی حرکت داده شده و فعالیت عضلات و سایر متغیرهای مورد نظر استخراج شده است. با کم کردن فعالیت هر عضله در هر تسک از فعالیت آن در حالت تونیک، مقدار فازیک به دست آمده است. لذا مقادیر فازیک دارای مقدار منفی نیز بوده و از این رو بخش دوم رابطه‌ی (۵) به تابع کلی

در این رابطه، J یک عدد در محدوده‌ی $1-J < J < 1$ (در این جا بین ۱۰- تا ۱۰+) است که تاخیر زمانی بردار سینرجی را نشان می‌دهد و i شماره‌ی سینرجی (در این جا از ۱ تا ۵) می‌باشد. در ادامه با تشکیل تابع هزینه‌ی مناسب (رابطه‌ی ۵) و استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی بر مبنای گرادیان^۱، سینرجی‌های متغیر با زمان استخراج شده است. بخش اول رابطه‌ی (۵) برای کمک به شکل‌گیری بهینه‌سازی با حذف سینرجی‌هایی که توانایی بازسازی کمی دارند^۲ بوده و حاصل نرمالایز خطای بازسازی داده‌ها بر کل آن‌ها است. بخش دوم و سوم این رابطه جهت حذف قسمت‌های بزرگ منفی از سینرجی‌های تونیک و فازیک است. از آن جا که در ماتریس‌های ورودی مقادیر منفی وجود دارد، سینرجی‌ها نیز دارای مقادیر منفی هستند اما حضور این دو ترم به حذف سینرجی‌هایی که مقادیر بزرگ منفی داشته و درک فیزیولوژیک مناسبی را ارائه نمی‌دهند کمک می‌کند.

$$E^2 = \frac{\text{tr}((M - WH)^T (M - WH))}{\|M\|^2} + \left(\lambda \sum_{ij} (\theta^-(W_{ij})) \right)^{\text{phasic}} + \left(\lambda \sum_{ij} (\theta^-(W_{ij})) \right)^{\text{tonic}} \quad (5)$$

الگوریتم استخراج سینرجی‌های متغیر با زمان با تعیین حدس ابتدایی تصادفی برای سینرجی‌ها شروع به حل کرده و در ادامه شیفت‌های زمانی مناسب برای سینرجی‌ها با استفاده از روش matching pursuit procedure محاسبه شده است. در گام بعد با روش non-negative least square ضرایب غیرمنفی مناسب برای هر سینرجی در هر حرکت استخراج شده و در گام آخر با استفاده از روش gradient descent یک حلقه‌ی بهینه‌سازی حل شده است (تا زمانی که میزان خطا از تابع جریمه کم‌تر شود). حد تعیین شده برای میزان خطا برابر با 10^{-4} بوده و زمانی که مقدار تابع خطا به کم‌تر از این مقدار برسد حلقه هم‌چنان برای ده بار ادامه پیدا کرده تا از گیر کردن در مینیمم محلی جلوگیری شود. خروجی در کم‌ترین مقدار خطا در این ده مرحله، به عنوان خروجی الگوریتم تعیین شده است.

۲-۲-۲- محاسبه‌ی شیفت‌های زمانی و ضرایب بزرگی

از روش matching pursuit procedure برای به دست آوردن شیفت‌های زمانی استفاده شده است [۱۷، ۱۸]. با بررسی تمام حالات ممکن برای ایجاد شیفت، چه در جهت قبل از شروع

^۱ Inaccurate Reconstructions

^۲ Steepest Descent



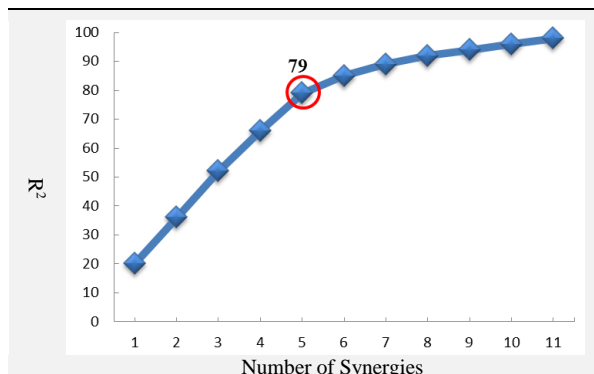
مختصاتی بین موقعیت‌های ۵، ۶، ۸ و ۹ ($\theta=45^\circ$ و $\varphi=45^\circ$) قرار گرفته و به سمت عقب و جلو حرکت داده شده است. با استفاده از رابطه‌ی (۲) و داشتن W و H برای این موقعیت، مقادیر فعالیت در این موقعیت بازسازی شده است. مقدار ماتریس H برای این موقعیت خارج از محدوده، از میانگین ماتریس H مربوط به موقعیت‌های اطراف (۵، ۶، ۸ و ۹) به دست آمده است.

۳- نتایج

نتایج به دست آمده شامل بردارهای سینرژی تونیک و فازیک عمل‌کردی، ضرایب بزرگی و شیفت‌های زمانی هر سینرژی و فعالیت در فضا است. این مجموعه توانایی بازسازی نتایج مربوط به مدل‌سازی یک فعالیت خارج از محدوده‌ی اولیه را دارد.

۳-۱- تعیین تعداد سینرژی‌های مناسب

با بررسی نمودار تغییرات R^2 بر حسب افزایش تعداد سینرژی (شکل ۳) مشاهده می‌شود که در سینرژی ۵-ام منحنی دچار زانویی و پس از آن دچار یک شیب ثابت شده که با افزایش تعداد سینرژی مقدار بازسازی داده‌ها تغییر کمی می‌کند. ۷۹٪ از داده‌ها با این ۵ سینرژی بازسازی شده است. هر یک از این ۵ سینرژی شامل دو بخش تونیک و فازیک بوده که تحت الگوریتم توسعه داده شده به طور هم‌زمان استخراج شده‌اند.



شکل (۳) - نمودار تغییرات R^2 به نسبت افزایش تعداد سینرژی که در سینرژی ۵-ام نمودار دچار زانویی شده است

۳-۲- ضرایب بزرگی و شیفت‌های زمانی برای سینرژی‌های تونیک و فازیک

سینرژی‌های تونیک جهت غلبه بر حفظ یک حالت^۱ در مقابل گرانش^۲ فعال شده است. ضرایب بزرگی سینرژی‌های تونیک و فازیک به ترتیب در شکل‌های (۴) و (۵) و شیفت‌های زمانی هر تسک و سینرژی فازیک نیز در جدول (۱) ارائه شده است.

خطا در الگوریتم تعیین سینرژی اضافه شده است. برای بخش تونیک، شیفت زمانی در نظر گرفته نشده است. برای حل هم‌زمان سینرژی‌های تونیک و فازیک، ماتریس کلی فعالیت به همراه ماتریس تونیک به عنوان ورودی به الگوریتم داده شده تا ماتریس فازیک استخراج شده و الگوریتم شروع به حل کند.

۲-۲-۵- سینرژی‌های عمل‌کردی

در روش عمل‌کردی در کنار ماتریس مربوط به فعالیت عضلات (ورودی الگوریتم تعیین سینرژی)، ماتریس گشتاورهای خارجی یا نیروهای عکس‌العمل مفصل نیز قرار گرفته و به صورت یک ماتریس کلی به الگوریتم وارد می‌شود. به دلیل کاربرد مناسب روش سینرژی‌های عمل‌کردی در مطالعات، از این روش به طور مستقیم در این مطالعه استفاده شده است. طبق رابطه‌ی (۸)، ماتریس ورودی الگوریتم شامل یک ماتریس فعالیت عضلانی (A) با ۱۲ سطر (تعداد عضلات) و ۱۳۲ ستون (حاصل ضرب تعداد تسک‌ها در گام‌ها (K_s)) است. در این مطالعه ۱۲ تسک و ۱۱ گام در نظر گرفته شده است. از آنجا که در تحلیل اولیه مشاهده شده که نتایج به اندازه‌ی کافی پوشش داده شده و حل با از دست رفتن داده‌ی مفید روبه‌رو نشده، برای کمک به زمان حل تعداد ۱۱ گام زمانی در نظر گرفته شده است. در کنار ماتریس A، ماتریس گشتاور M با سه سطر گشتاور در جهات فلکشن-اکستنشن، ابداکشن-ادداکشن و چرخش اینترنال-اکسترنال و ۱۳۲ ستون قرار گرفته است. ماتریس گشتاوری ابتدا با تقسیم بر مقدار بیشینه، نرمالایز شده و سپس در کنار ماتریس اکتیواسیون قرار گرفته است. بنابراین ماتریس عمل‌کردی دارای ۱۲+۳ سطر و ۱۳۲ ستون می‌باشد.

$$\text{Input Matrix} = \begin{bmatrix} A_{12, (N_{task} \times ks)} \\ M_{3, (N_{task} \times ks)} \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$A_{12, (N_{task} \times 11)} = \begin{bmatrix} a_{1,1} & \dots & a_{1, (N_{task})} \\ \vdots & & \vdots \\ a_{12,1} & \dots & a_{12, (N_{task})} \end{bmatrix}$$

$$M_{3, (N_{task} \times 11)} = \begin{bmatrix} m_{1,1} & \dots & m_{1, (N_{task})} \\ m_{2,1} & \dots & m_{2, (N_{task})} \\ m_{3,1} & \dots & m_{3, (N_{task})} \end{bmatrix}$$

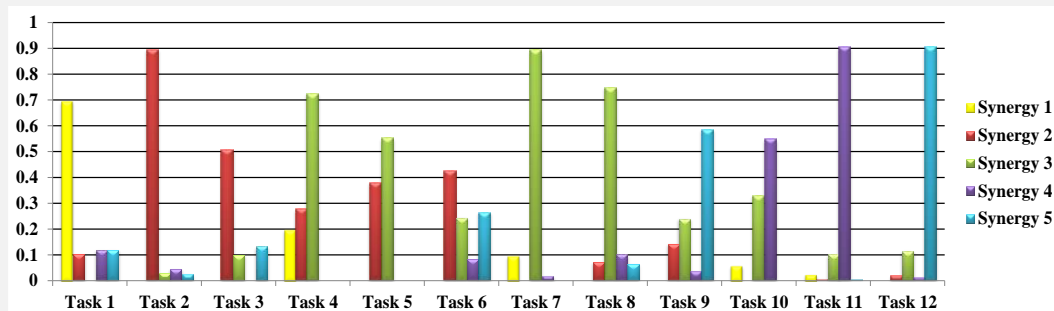
$$(a \text{ or } m)_{i,j} = [x_1 \ x_2 \ \dots \ x_{ks}]$$

۲-۲-۶- بازسازی داده‌ها

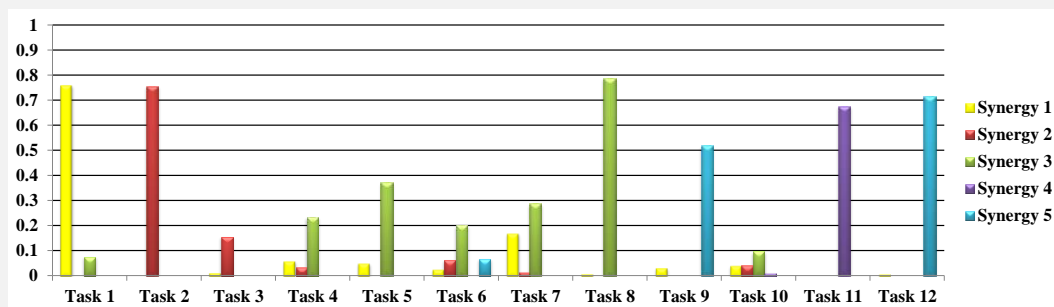
برای بررسی نتیجه‌ی بخشی از سینرژی‌های به دست آمده در بازسازی داده‌ها، یک تمرین خارج از محدوده‌ی اولیه مدل شده است. در این تمرین دسته‌ی میله در نقطه‌ای از فضا، با

^۱ Gravity

^۲ Posture



شکل (۴) - نمودار ضرایب بزرگی مربوط به هر سینرژی تونیک^۱ در هر فعالیت، بزرگی هر ضریب میزان تاثیرگذاری آن را در بازسازی هر حرکت نشان می‌دهد



شکل (۵) - نمودار ضرایب بزرگی مربوط به هر سینرژی فازیک^۲ در هر فعالیت، بزرگی هر ضریب میزان تاثیرگذاری آن را در بازسازی هر حرکت نشان می‌دهد

جدول (۱) - زمان فعال شدن هر سینرژی فازیک در هر فعالیت بر حسب گام در سیکل^۳، هر سیکل حرکتی ۱۱ گام (از ۰ تا ۱۰) دارد که مدت انجام آن فعالیت است، بنابراین نزدیک به صفر بودن شروع هر سینرژی حاکی از مدت زمان بیش‌تر حضور آن در بازسازی کلی حرکت، منفی بودن آن نشان‌گر شروع فعالیت سینرژی قبل از انجام حرکت و حضور بخش‌های انتهایی سینرژی و مثبت بودن آن بیان‌گر فعال شدن سینرژی بعد از شروع حرکت و مشارکت بخش‌های ابتدایی سینرژی در شکل‌گیری و بازسازی تسک می‌باشد. برای سینرژی‌های تونیک شیفت زمانی برابر با صفر است

	تسک ۱	تسک ۲	تسک ۳	تسک ۴	تسک ۵	تسک ۶	تسک ۷	تسک ۸	تسک ۹	تسک ۱۰	تسک ۱۱	تسک ۱۲
سینرژی ۱	۰	۱	۴	۰	۰	-۶	۰	۳	-۷	۰	۱	-۷
سینرژی ۲	۰	۰	۰	-۲	-۲	۷	-۲	-۲	۲	-۷	۰	۲
سینرژی ۳	-۲	-۵	۷	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۱	۱
سینرژی ۴	۱	۲	-۱۰	-۷	-۱۰	۰	۰	۱	۰	۳	۰	۰
سینرژی ۵	۳	۲	-۱۰	-۱۰	-۱۰	۰	-۱۰	۱	۰	-۱۰	۱	۰

از شکل (۴) با در نظر گرفتن سینرژی اول تونیک، فعال بودن این سینرژی در شکل‌گیری تسک‌های صفحه‌ی $\varphi=0$ ، به خصوص تسک‌های ۱، ۴ و ۷، مشخص است. در نقطه‌ی مقابل این سینرژی، در تسک‌های ۶، ۹ و ۱۲ که میله تقریباً بالاتر از پیشانی قرار دارد ($\varphi=60$) سینرژی ۵ بیش‌تر فعال است. حضور سینرژی ۲ در تسک‌هایی که هنوز شانه چرخش خارجی زیادی نداشته مانند تسک‌های ۲، ۳، ۴ و ۵ بیش‌تر بوده و به طور مقابل سینرژی ۴ در تسک‌های انتهایی صفحه‌ی عرضی ($\varphi=90$)، مانند تسک‌های ۸، ۱۰ و ۱۱ فعالیت بیش‌تری دارد.

به طور مثال از شکل (۴)، برای سینرژی سوم تونیک در تسک هشتم، مقدار ضریب بزرگی (C) تقریباً برابر با ۰/۷ است. برای همین سینرژی و تسک در حالت فازیک از شکل (۵)، مقدار ضریب بزرگی کمی بزرگ‌تر شده و از جدول (۱) مقدار شیفت زمانی (T) برابر با صفر است که یعنی این بردار سینرژی در زمان انجام تسک هشتم کاملاً فعال می‌باشد. اگر شیفت زمانی برابر با ۷ باشد، ابتدای این سینرژی در انتهای حرکت (از ۰ تا ۱۰) تاثیرگذار بوده و اگر برابر با -۷ باشد، انتهای بردار سینرژی در شکل‌گیری ابتدای حرکت تاثیرگذار است.

^۱ Tonic Synergies Amplitude Coefficient

^۲ Phasic Synergies Amplitude Coefficient

^۳ Phasic Synergies Onset (cycle step)



با بررسی وضعیت سینرجی‌های گشتاوری و مقایسه‌ی منحنی‌های این ۵ سینرجی در هر جهت مشاهده می‌شود که سینرجی‌های ۴ و ۵ به نسبت سه سینرجی دیگر بیش‌تر دارای خاصیت ابداکتوری و چرخش خارجی هستند زیرا منحنی‌های آن‌ها مثبت است. هم‌چنین سینرجی ۵ گشتاور فلکسوری بزرگ‌تری را تولید می‌کند. سینرجی ۳ گشتاور ابداکتوری و تا حدی گشتاور فلکسوری ایجاد کرده اما در گشتاور چرخشی تقریباً صفر است. سینرجی ۲ گشتاور ابداکتوری و چرخش داخلی ایجاد کرده اما سهم گشتاور فلکسوری نزدیک به صفر است. سینرجی ۱ نیز دارای گشتاورهای ابداکتوری، چرخش بیرونی و اکستنسوری است.

در شکل (۷) منحنی‌های سینرجی‌های فازیک مشاهده می‌شود که بر خلاف سینرجی‌های تونیک با شکل‌های عموماً ثابت، دارای الگوهای زمانی مختلفی هستند، بنابراین نمی‌توان برای یک سینرجی تنها یک دسته‌ی عضله‌ی غالب توصیف کرد بلکه باید الگوی زمانی فعال شدن هر عضله مورد بررسی قرار گیرد. با استفاده از مفهوم سینرجی‌های عمل‌کردی، الگوی تغییرات هر منحنی با توجه به وضعیت کلی آن سینرجی می‌تواند مورد ارزیابی قرار گیرد. برای مثال با بررسی گشتاور چرخشی در سینرجی‌های ۲ و ۳ مشاهده می‌شود که در ابتدای حرکت یک روند نزولی رو به قسمت منفی نمودار (جهت چرخش داخلی) وجود داشته و سپس روند صعودی شروع می‌شود. به طور هم‌زمان برای عضله‌ی لتیسیموس در این دو سینرجی روند فعالیت در نیمه‌ی اول حرکت رو به افزایش و سپس رو به کاهش است، یعنی افزایش فعالیت این عضله با افزایش گشتاور چرخش داخلی در مفصل شانه همراه می‌باشد. الگوی فعالیت عضلات چرخش خارجی مانند اینفراسپیناتوس، تره مینور و دلتوئید پشتی به گونه‌ای است که در ابتدای حرکت فعال شده، در میانه‌ی فعالیت به صفر رسیده و در انتهای حرکت دوباره فعال می‌شود. این الگو باعث شده است که سینرجی گشتاور چرخشی در ابتدای حرکت مثبت بوده، سپس با فعال شدن لتیسیموس و دلتوئید جلویی در میانه‌ی فعالیت به سمت منفی نمودار رفته، در آن‌جا به پیک منفی رسیده و در انتهای حرکت دوباره به مقدار مثبت باز می‌گردد. این تحلیل به خوبی نشان می‌دهد که هر چند مجموعه‌ی فعالیت چند عضله در یک سینرجی در یک لحظه‌ی مشخص می‌تواند مثلاً یک وضعیت پاسچرال اکسترنال روتیشن را ایجاد کند اما بررسی الگوهای زمانی تغییرات در سینرجی و یافتن یک پیک منفی در نمودار گشتاور، آن سینرجی را یک سینرجی اینترنال روتیشن معرفی می‌کند.

سینرجی ۳ با هر دو سینرجی ۲ و ۴ هم‌کاری داشته و در تسک‌هایی مانند ۷، ۸، ۴ و ۵ فعال است.

با بررسی هم‌زمان شکل (۵) و جدول (۱) مشاهده می‌شود که سینرجی ۱ در تسک‌های ۱، ۴ و ۷ و سینرجی ۵ در تسک‌های مقابل مانند ۶، ۹ و ۱۲ بیش‌تر فعال شده است. سینرجی ۲ در تسک‌های ۲ و ۳ و سینرجی ۴ در تسک ۱۱ و مقداری در تسک ۱۰ فعال بوده اما سینرجی ۳ در محدوده‌ی گسترده‌ای مانند تسک‌های ۴، ۵، ۶، ۷ و ۸ فعال بود و در هم‌کاری با سایر سینرجی‌ها باعث شکل‌گیری حرکت شده است. شیفت‌های زمانی برای اکثر سینرجی‌های غالب در حرکت برابر با صفر است اما مثلاً برای تسک ۶، انتهای سینرجی ۱ (شیفت زمانی برابر با ۶-) و ابتدای سینرجی ۲ (شیفت زمانی برابر با ۷) فعال است.

۳-۳- بردارهای سینرجی‌های تونیک و فازیک

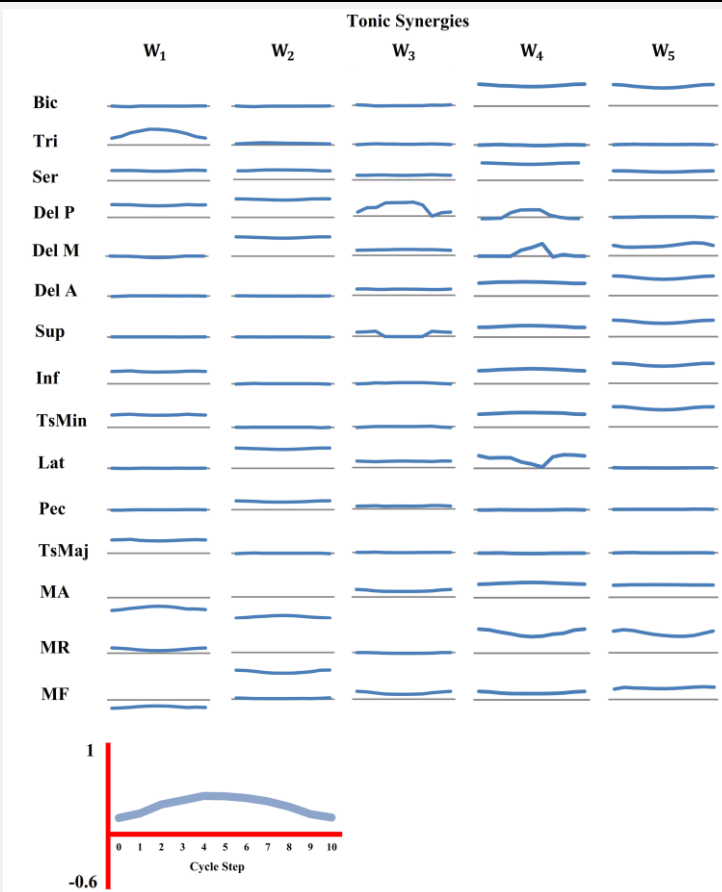
منحنی‌های سینرجی‌های عمل‌کردی تونیک و فازیک شامل ۱۲ سینرجی عضلانی و ۳ سینرجی گشتاوری در شکل‌های (۶) و (۷) ارائه شده است. برای سینرجی‌های تونیک در سینرجی ۱ عضلات اکستنسوری از قبیل Teres Major، Triceps و Deltoid Posterior فعال شده است. در سینرجی‌های ۴ و ۵ عضلات فلکسوری Biceps و Deltoid Anterior، عضله‌ی Serratus (چرخش به بالا^۱)، عضله‌ی ابداکتور Supraspinatus و دو عضله‌ی Infraspinatus و Teres Minor (چرخش به خارج) فعال شده که عمدتاً در سینرجی ۵ سطح فعالیت بیش‌تری دارند. فعال شدن عضلات کاف^۲ در این دو سینرجی نشان‌گر افزایش ریسک آسیب‌پذیری برای این دسته‌ی عضلات در محل فعال بودن این دو سینرجی است. عضلات لتیسیموس و پکتورالیس که در چرخش داخلی و اداکشن شانه به کار می‌روند در سینرجی ۲ و هر سه شاخه‌ی جلویی، پشتی و میانی عضله‌ی دلتوئید در سینرجی ۳ فعال بوده است. عضله‌ی دلتوئید عضله‌ی مهمی در شکل‌گیری حرکات در شانه بوده که بخش جلویی آن در فلکشن و چرخش داخلی، بخش میانی آن در اداکشن و بخش پشتی آن در اکستنشن و چرخش خارجی به کار می‌رود. فعال بودن کامل این عضله در سینرجی ۳ اهمیت این سینرجی را نشان می‌دهد. در شکل (۴) مشاهده می‌شود که این سینرجی با برقرار کردن پیوند با سینرجی‌های ۱، ۲، ۴ یا ۵ در محدوده‌هایی که هر یک از این سینرجی‌ها غالب هستند، با ایجاد یک گشتاور کمکی به شکل‌گیری حرکت کمک کرده است. بنابراین با بررسی سینرجی‌های گشتاوری می‌توان عمل‌کرد سینرجی‌ها را در ارتباط با یک‌دیگر بهتر درک کرد.

^۱ Rotator Cuff

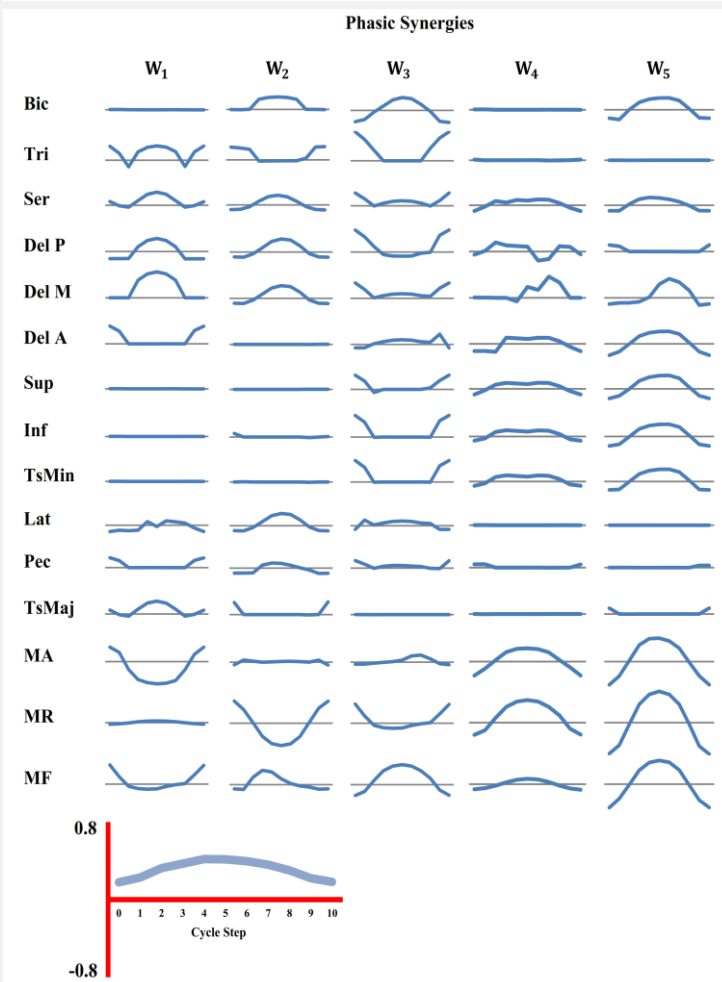
^۲ Upward Rotation

شکل (۶) - پنج سینرجی

عمل‌کردی تونیک برای ۱۲ عضله و ۳ جهت گشتاوری که در طول تعریف شده است فعال می‌باشند. عضلات دوسر (Bic)، سه‌سر (Tri)، سراتوس (Ser)، دلتوئید پوسترئور (Del P)، دلتوئید میانی (Del M)، دلتوئید جلویی (Del A)، سوپراسپیناتوس (Sup)، اینفراسپیناتوس (Inf)، تره مینور (Ts Min)، لتیسموس دورسی (Lat)، پکتورالیس ماژور (Pec)، تره ماژور (Ts Maj)، گشتاور در جهت ابداکشن-ادداکشن (MA)، چرخش خارجی-داخلی (MR)، گشتاور فلکشن-اکستنشن (MF)


شکل (۷) - پنج سینرجی

عمل‌کردی فازیک برای ۱۲ عضله و ۳ جهت گشتاوری که در طول تعریف شده است فعال می‌باشند. عضلات دوسر (Bic)، سه‌سر (Tri)، سراتوس (Ser)، دلتوئید پوسترئور (Del P)، دلتوئید میانی (Del M)، دلتوئید جلویی (Del A)، سوپراسپیناتوس (Sup)، اینفراسپیناتوس (Inf)، تره مینور (Ts Min)، لتیسموس دورسی (Lat)، پکتورالیس ماژور (Pec)، تره ماژور (Ts Maj)، گشتاور در جهت ابداکشن-ادداکشن (MA)، چرخش خارجی-داخلی (MR)، گشتاور فلکشن-اکستنشن (MF)



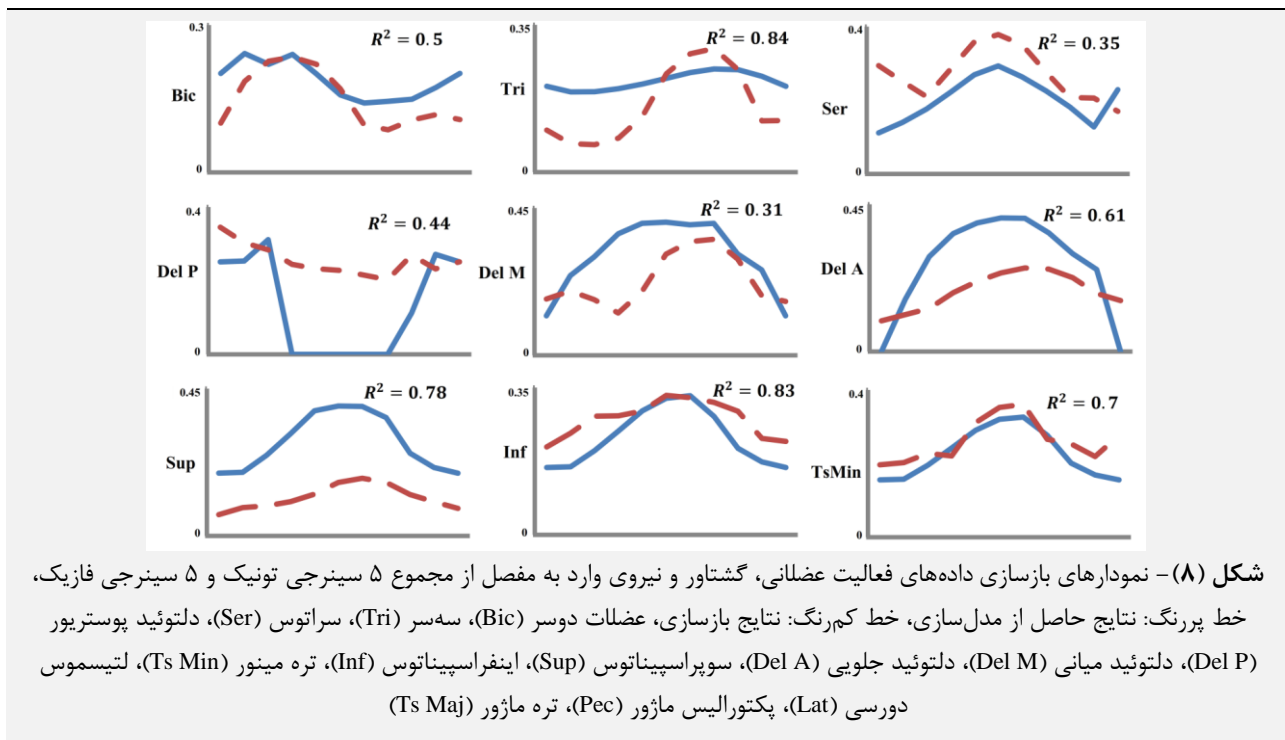


در ابتدا و انتهای حرکت، سینرجی‌های گشتاوری را نیز مطابق با کارکرد فیزیولوژیک آن‌ها تحت تاثیر خود قرار داده است. سینرجی ۲ نیز تحت تاثیر فعالیت لتیسموس و پکتورالیس یک گشتاور اینترنال روتیشن ایجاد می‌کند.

۳-۴- بازسازی داده‌ها

نتایج بازسازی داده‌های فعالیت ۱۲ عضله‌ی شانه در تمرین $\theta=45^\circ$ و $\varphi=45^\circ$ در شکل (۸) ارائه شده است. برای بررسی تشابه دو مقدار اصلی و بازسازی شده، از معیار R^2 استفاده شده است. مشاهده می‌شود که میزان تطابق در اکثر نمودارها تقریباً برابر با ۰.۶۰ بوده که به طور میانگین ۰.۵۶٪ تطابق وجود داشته است. این مورد نشان می‌دهد که این الگوریتم توانسته است یک فعالیت خارج از محدوده‌ی اولیه را بازسازی نماید.

درک مکانی-زمانی^۱ سینرجی‌های فازیک نقش هر سینرجی را برای شکل‌گیری هر حرکت نشان می‌دهد. سینرجی ۱ که در آن عضلاتی مانند Triceps، دلتوئید پشتی و تره ماژور دارای پیک مثبت هستند، دارای پیک منفی اکستنسوری و پیک منفی اداکتوری در گشتاورها می‌باشد. فعال بودن عضلات دلتوئید جلویی و پکتورالیس در ابتدا و انتهای سینرجی به فلکسوری بودن ابتدا و انتهای سینرجی گشتاوری کمک کرده اما با فعال شدن سایر عضلات، سینرجی ماهیت اکستنسوری خود را به دست آورده است. در سینرجی‌های ۴ و ۵، عمدتاً عضلات فلکسوری و اداکتوری با یک پیک مثبت فعال شده و سینرجی‌های گشتاوری نیز مطابق با همین روند دارای پیک مثبت می‌باشند. به نظر می‌رسد که سینرجی ۵ خصلت فلکسوری بیش‌تری دارد. فعال شدن دلتوئید پشتی و تره ماژور



سینرجی‌های عمل‌کردی استفاده شده که سینرجی‌های گشتاوری گزارش شده در کنار سینرجی‌های عضلانی باعث درک نحوه‌ی تاثیرگذاری عضلات برای کنترل مفصل جهت ایجاد حرکت شده است.

داده‌های لازم برای این پژوهش مانند اکتیواسیون عضلات از یک مدل عددی صحت‌سنجی^۲ شده‌ی توسعه داده شده در نرم‌افزار AnyBody استخراج شده است. استفاده از مدل به جای تست تجربی باعث صرفه‌جویی در وقت و هزینه و نیز درگیر نشدن با مشکلاتی چون نویزهای محیطی و خطاهای حین آزمایش شده

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش با استفاده از سینرجی‌های متغیر با زمان، هم‌کاری عضلات شانه برای شکل‌گیری یک حرکت رفت و برگشتی در محدوده‌ی گسترده‌ای از فضای سه‌بعدی اطراف بدن نشان داده شده است. سینرجی‌های تونیک هم‌کاری عضلات برای غلبه بر گرانش جهت شکل‌گیری یک موقعیت نگه‌داری مناسب را نشان داده و سینرجی‌های فازیک الگوی فعالیت عضلات برای تولید یک حرکت رفت و برگشتی در موقعیت‌های مختلف را ارائه کرده است. هم‌چنین در این مطالعه از مفهوم

^۱ Validated

^۱ Spatiotemporal

با بررسی سینرجی‌های تونیک مشاهده می‌شود که عضلات شانه با توجه به بازوی گشتاور آن‌ها حول مفصل می‌توانند کارکردهای^۲ متفاوتی را در سینرجی‌های مختلف داشته باشند تا پاسچرهای مختلفی را با توجه به سینرجی‌های غالب در آن پاسچر ایجاد نمایند. این قضیه به ماهیت اکثر عضلات شانه بر می‌گردد که عموماً دارای چندین نقش اصلی و کمکی بوده و گاهی هم در فلکشن و هم در ابداکشن یا هم در اینترنال روتیشن و هم در اکستنشن فعال می‌شوند. علاوه بر این، تمرینات مدل‌سازی شده نیز پیچیده هستند زیرا وضعیت دست و شانه حین انجام تمرین رفت و برگشتی دائماً تغییر می‌کند. بررسی سینرجی‌های فازیک نشان می‌دهد که عضلات در یک سینرجی می‌توانند نقش‌های مکمل را ایفا کنند. برای مثال دو عضله Biceps و Triceps در سینرجی‌های فازیک بسیار تاثیرگذار هستند زیرا در حرکت رفت و برگشتی مدل شده ابتدا دست فلکس و سپس اکستنشن می‌شود. با بررسی نمودارهای این دو مشاهده می‌شود که عضله Biceps در نیمه‌ی اول حرکت به سمت پیک حرکت کرده و با توجه به ماهیت فلکسوری این عضله، نشان‌گر فلکشن شانه بوده و در نیمه‌ی دوم حرکت به سمت صفر حرکت کرده و بر خلاف آن عضله Triceps در نیمه‌ی دوم حرکت از صفر به سمت بیشینه‌ی فعالیت رفته که با توجه به ماهیت اکستنسوری این عضله احتمالاً نشان‌گر اکستنشن شانه است. به نظر می‌رسد که الگوی فعال‌سازی این دو عضله درون سینرجی‌ها با حرکت اصلی مدل شده مطابقت دارد. وجود چنین دوگانه‌هایی که بر ابتدا، انتها یا میانه‌ی حرکت تاثیر گذاشته، الگوهای متفاوتی از فعال‌سازی را نشان داده و با کمک مفهوم عمل‌کردی به تفسیر آن‌ها پرداخته شده است، به سینرجی‌ها کمک می‌کند تا بر خلاف سینرجی‌های تونیک با تعداد سینرجی‌های کم‌تری برای ایجاد حرکت هم‌کاری نمایند. عضله Serratus در تمام سینرجی‌ها فعال بوده و این نشان می‌دهد که تمرین با میله‌ی منعطف می‌تواند باعث تقویت این عضله شود. از آن‌جا که این عضله از مهم‌ترین عضلات پایدار کننده‌ی شانه در کنار عضلاتی مانند تراپیزوس فوقانی، میانی و پایینی است، فعال بودن آن می‌تواند کمکی به توان‌بخشان باشد تا استفاده و تمرین با میله‌ی منعطف را به بیماران که مشکل پایداری مفصل شانه دارند مخصوصاً در موقعیت‌هایی از فضا که در آن این عضله فعالیت و مشارکت بیش‌تری دارد تجویز کنند. در این مطالعه رابطه‌ی بین الگوی فعالیت عضلات در سینرجی‌ها و گشتاور تولیدی سینرجی به عنوان یک مساله‌ی راه‌گشا برای

است. هم‌چنین به جای انجام پس‌پردازش^۱ روی داده‌های EMG که از طریق متغیرهای طول و سرعت با نیرو در ارتباط هستند [۲۸]، می‌توان متغیرهای گوناگونی مانند نیروها و گشتاورها را مستقیماً به عنوان خروجی از نرم‌افزار به دست آورد. نتایج این مدل از لحاظ فعالیت عضلات حین حرکت میله با نتایج مدل صحت‌سنجی شده‌ی بیومکانیکی عبداللهی مطابقت دارد [۲۲، ۲۱۳]. استفاده از تابع هزینه‌ی MinMax از خستگی عضلات جلوگیری کرده و بهینه‌ترین معیار برای ایجاد هم‌کاری سینرجیک بین عضلات می‌باشد [۸]. مدل عضلات، مدل سه‌المانی هیل بوده که مطابق با دستورالعمل نرم‌افزار کالیبره شده است. انتخاب ۱۲ عضله از میان تمام عضلات مدل شده بر اساس فعال بودن این عضلات در اکثر تمرینات صورت گرفته است (این عضلات تاثیرگذاری بیش‌تری برای شکل‌گیری حرکت دارند). از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به ناتوانی در مدل کردن تمام عضلات شانه و هم‌چنین استفاده از تمام عضلات مدل شده در الگوریتم تعیین سینرجی اشاره کرد. هم‌چنین عضلات به شکل چند فیبر عضلانی مدل شده، بنابراین از فعالیت تمام فیبرهای مربوط به یک عضله میانگین‌گیری شده و به عنوان یک فعالیت واحد مربوط به آن عضله مورد استفاده قرار گرفته است که این موضوع می‌تواند باعث خطا شده و از محدودیت‌های مطالعه به شمار می‌رود. طبق مطالعه‌ی دی‌اولا [۱۷] می‌توان با تعداد کم‌تری از سینرجی‌های متغیر با زمان نسبت به سینرجی‌های ثابت به بازسازی یک حرکت مشخص پرداخت. در مطالعه‌ی حاضر نیز به دلیل پیچیده بودن حرکات مدل شده در یک فضای سه‌بعدی گسترده، از روش سینرجی‌های متغیر با زمان برای تحلیل فعالیت عضلات استفاده شده است. نتایج به دست آمده با نتایج مقدم [۷] که از نرم‌افزار AnyBody برای تعیین سینرجی‌های شانه استفاده کرده است مطابقت دارد. در مطالعه‌ی مقدم نیز عضلاتی که در حضور بار خارجی فعال شده بودند در چند سینرجی دسته‌بندی شده است. تلاش برای توصیف ارتباط فضای عضلانی و گشتاوری در چند تحقیق دیگر نیز صورت گرفته است [۸، ۹، ۱۰، ۲۹، ۳۰]. در این مطالعات نیز فعالیت عضلات به بردارهای ثابت سینرجی و ضرایب بزرگی متغیر با زمان تقسیم شده است اما الگوریتم مورد استفاده در مطالعه‌ی حاضر هر دو خصوصیت زمانی و مکانی هر سینرجی را مشخص کرده و به نظر می‌رسد که این درک از سینرجی‌ها به واقعیت فیزیولوژیک آن‌ها نزدیک‌تر باشد [۱۷، ۱۸].

^۱ Function^۱ Post Processing^۲ Cost Function



حل می‌کند [۱۵-۱۸]. سینرژی به عنوان یک راه حل، رفتار عضلات را به عنوان یک واحد توضیح داده و کنترل تعداد زیادی از درجات آزادی را در یک فضای گسترده با ترکیب المان‌های مختلف انجام می‌دهد. این تحقیق رفتار سینرژی‌ها را به عنوان یک کنترل کننده‌ی پیش‌خوراند معرفی کرده که با اعمال قوانین ترکیبی ساده به گشتاورهای وارد بر مفصل، به کنترل حرکت برای رسیدن به اهداف مختلف در فضا می‌پردازد [۳۱]. یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر این است که مجموعه‌ای از فیبرهای عضلانی مدل شده، به صورت یک‌سره به عنوان یک عضله در نظر گرفته شده است. هرچند با جدا کردن عضله‌ی دلتوئید به سه بخش سعی در بهبود این ضعف شده است اما در واقعیت بخش‌های مختلف هر عضله‌ی شانه در محدوده‌های مختلفی از فضا عمل‌کرد متفاوتی دارند، بنابراین به دلیل زیاد بودن فیبرها سعی شده است تا حجم محاسبات کاهش داده شود. یکی دیگر از محدودیت‌های این مطالعه، در دسترس نبودن نتایج تست‌های تجربی است. جداسازی بخش‌های تونیک و فازیک از داده‌های EMG می‌تواند نقش این جداسازی را بهتر ارائه نماید. احتمالاً استفاده از داده‌های EMG می‌تواند به دستیابی درک فیزیولوژیک بهتری از سینرژی‌ها کمک نماید. لازم به ذکر است که استفاده از مفهوم سینرژی‌ها به جای استفاده‌ی تک‌به‌تک از داده‌های EMG عضلات به درک بهتر نسبت به چگونگی شکل‌گیری هم‌کاری میان عضلات برای ایجاد گشتاورهای تعادلی و هم‌چنین ایجاد یک پاسچر نهایی و یا حرکت مشخص کمک می‌کند، مخصوصاً سینرژی‌های متغیر با زمان که الگوی فعالیت عضلات را در هر سینرژی نیز مشخص می‌سازند. درمان‌گر می‌تواند با کمک سینرژی‌ها به جای پرداختن به یک عضله، یک روند تمرینی برای دسته‌ای از عضلات ارائه دهد که این گروه از عضلات نقش مشخصی مثل در بلند کردن دست به بالای سر دارند.

این پژوهش در ادامه‌ی تحقیقی روی سینرژی‌های متغیر با زمان عضلات کمر در دانشگاه صنعتی شریف [۲۱] انجام شده است. در آن تحقیق از آن‌جا که تاثیر سرعت‌های مختلف حرکت روی سینرژی‌ها بررسی شده، وجود متغیری به نام شیفت زمانی به درک بهتری از مساله کمک کرده است، اما در تحقیق حاضر سرعت‌ها کاملاً یک‌سان بوده و شیفت‌های زمانی هیچ توجیه جدیدی ارائه نکرده به طوری که در موقعیت‌هایی که ضرایب بزرگی اهمیت سینرژی را کاملاً نشان داده، شیفت‌های زمانی نیز همین‌طور رفتار کرده و به علاوه شیفت‌های به دست آمده به شکلی نبوده که با در نظر گرفتن الگوی زمانی تغییرات

درک وضعیت عضلات نشان داده شده است. از این ارتباط مخصوصاً در سینرژی‌های فازیک، با توجه به وجود الگوهای مختلف زمانی مکانی برای هر عضله، جهت درک رفتار اصلی هر سینرژی استفاده شده است. بر خلاف سینرژی‌های ثابت، سینرژی‌های متغیر با زمان علاوه بر بیان وضعیت استاتیکی یک پاسچر در یک زمان مشخص، با توجه به مقادیر گشتاور یا نوع عضلات فعال شده به تشریح حرکتی که در حال رخ دادن است نیز می‌پردازند. برای مثال ممکن است که شانه در یک لحظه در موقعیت اکستنشن قرار داشته اما با این حال در حال فلکس شدن باشد. با تحلیل الگوی سینرژی‌های گشتاوری هرچند احتمال روبه‌رو شدن با یک مقدار اکستنسوری در ابتدای حرکت (اشاره به موقعیت اولیه) وجود دارد اما یک روند شتاب‌دار با پیک فلکسوری در ادامه‌ی حرکت به وجود خواهد آمد. هم‌چنین سینرژی‌های عضلانی نیز به همین ترتیب فعال می‌شوند به طوری که عضلات اکستنسور که ابتدا فعال هستند با پیک منفی و عضلات فلکسور با پیک مثبت فعالیت می‌کنند. بنابراین وضعیت یک عضله در سینرژی‌های متغیر با زمان هم از لحاظ نقش آن‌ها در شکل‌گیری پاسچر (فلکشن-اکستنشن) و هم از لحاظ شتاب‌دهی (افزایش یا کاهش شتاب) مورد بررسی قرار می‌گیرد.

دلیل این که برای به دست آوردن اکتیواسیون تونیک عضلات به جای مدل‌سازی فعالیت‌های استاتیکی مانند نگه‌داشتن میله در موقعیت‌های مشخص بدون حرکت دادن آن، از مدل‌سازی یک حرکت آرام بهره گرفته شده نیز همین‌گزاره است که علاوه بر پاسچر، شتاب به وجود آمده توسط اکتیواسیون عضلات نیز برای تعیین نقش و وضعیت عضلات و سینرژی‌ها مهم است. در سینرژی‌های فازیک از آن‌جا که الگوهای فعالیت متنوعی برای عضلات وجود دارد، درون هر سینرژی هم‌کاری‌هایی بین عضلات از طریق زمان و نحوه‌ی فعال شدن به وجود آمده است. بنابراین بر خلاف سینرژی‌های تونیک که اکثراً شکل ثابتی دارند هم‌کاری‌های ساده‌تری بین سینرژی‌ها برقرار شده است و به عبارت دیگر به نظر می‌رسد که برای شکل‌گیری یک فعالیت تعداد کم‌تری سینرژی با یک‌دیگر هم‌کاری می‌کنند. بازسازی داده‌های یک تمرین خارج از محدوده‌ی اولیه توسط سینرژی‌ها، نه تنها کارکرد سینرژی را به عنوان یک توضیح خلاصه از رفتارهای مختلف سیستم اعصاب مرکزی نشان می‌دهد، بلکه کارکرد آن را به عنوان یک مکانیسم برای تولید حرکات نیز بیان می‌کند. اعصاب مرکزی مشکل نامعینی را با داشتن قواعدی متناسب با اهداف در یک سطح با ابعاد کم‌تر^۱

^۱ Low Dimension

۶- مراجع

- [1] Bateman, J.E., 1962. Athletic injuries about the shoulder in throwing and body-contact sports. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 23, pp.75-83.
- [2] Bernstein, N., 1966. The co-ordination and regulation of movements. *The co-ordination and regulation of movements*.
- [3] Giszter, S., Patil, V. and Hart, C., 2007. Primitives, premotor drives, and pattern generation: a combined computational and neuroethological perspective. *Progress in brain research*, 165, pp.323-346.
- [4] Chhabra, M. and Jacobs, R.A., 2006. Properties of synergies arising from a theory of optimal motor behavior. *Neural computation*, 18(10), pp.2320-2342.
- [5] Todorov, E. and Jordan, M.I., 2002. Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature neuroscience*, 5(11), p.1226.
- [6] Scholz, J.P. and Schöner, G., 1999. The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Experimental brain research*, 126(3), pp.289-306.
- [7] Moghadam, M.N., Aminian, K., Asghari, M. and Parnianpour, M., 2013. How well do the muscular synergies extracted via non-negative matrix factorisation explain the variation of torque at shoulder joint?. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16(3), pp.291-301.
- [8] Eskandari, A.H., Sedaghat-Nejad, E., Rashedi, E., Sedighi, A., Arjmand, N. and Parnianpour, M., 2016. The effect of parameters of equilibrium-based 3-D biomechanical models on extracted muscle synergies during isometric lumbar exertion. *Journal of biomechanics*, 49(6), pp.967-973.
- [9] Sedaghat-Nejad, E., Mousavi, S.J., Hadizadeh, M., Narimani, R., Khalaf, K., Campbell-Kyureghyan, N. and Parnianpour, M., 2015. Is there a reliable and invariant set of muscle synergy during isometric biaxial trunk exertion in the sagittal and transverse planes by healthy subjects? *Journal of biomechanics*, 48(12), pp.3234-3241.
- [10] Eskandari, A.H., Sedaghat-Nejad, E., Mousavi, S.J., Asghari, M. and Parnianpour, M., 2011. Employing muscular and stability synergies to perform a desired task. *Iran. J. Biomed. Eng.*, 5, pp.257-274.
- [11] Tresch, M.C., Cheung, V.C. and d'Avella, A., 2006. Matrix factorization algorithms for the identification of muscle synergies: evaluation on simulated and experimental data sets. *Journal of neurophysiology*, 95(4), pp.2199-2212.
- [12] d'Avella, A. and Tresch, M.C., 2002. Modularity in the motor system: decomposition of muscle patterns as combinations of time-varying

فعالیت عضلات در سینرژی‌ها و این شیفت‌ها بتوان گفت که ابتدا یا انتهای سینرژی بسیار تاثیرگذار است. در واقع تحقیق حاضر به عنوان یک تحقیق اولیه نشان داده که به کار بردن شیفت‌های زمانی تنها بار محاسباتی بالاتری داشته و درک بیش‌تری نسبت به مساله ایجاد نمی‌کند. دومین موردی که در تحقیق حاضر مورد بررسی قرار گرفته تاثیر جداسازی بخش‌های تونیک و فازیک فعالیت عضلات تحت سینرژی‌های مربوطه است که در نهایت هرچند دو سینرژی تفاوت‌هایی را نشان داده‌اند اما به نظر می‌رسد که بیش‌تر برای مورد خاص این تحقیق کاملاً یک رفتار ریاضیاتی محض بوده و نتایج هیچ درک نورولوژیک مشخصی که عمل‌کرد سیستم اعصاب مرکزی را بهتر توضیح دهد ارائه نکرده است. به نظر می‌رسد که جدا کردن بخش‌های تونیک و فازیک و ایجاد شیفت‌های زمانی هرچند از لحاظ محاسباتی جذاب بوده و تکمیل‌کننده است اما هیچ درک و ضرورت نورولوژیک مشخصی ایجاد نکرده که ارزش پیچیده‌تر شدن محاسبات را داشته باشد. دلیل این امر یک‌سان بودن سرعت در تمرین‌های مدل‌سازی شده و نیز کم بودن گشتاور ایجاد شده توسط میله و دست (بر خلاف وزن تنه و گشتاور آن حول کمر در تحقیق داودی [۲۱]) می‌باشد. به نظر می‌رسد که در صورت جدا نکردن دو بخش، سینرژی‌هایی به دست آید که از لحاظ اندازه نزدیک به سینرژی‌های تونیک و از لحاظ تغییر الگوی فعال‌سازی شبیه به سینرژی‌های فازیک بوده و در بخش‌های خاصی از فضا در هم‌کاری با یک‌دیگر، فعال گردند. سومین نوآوری این تحقیق، استفاده از مفهوم سینرژی‌های عمل‌کردی در سینرژی‌های متغیر با زمان است. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که کمک گرفتن از سینرژی‌های گشتاوری به درک بهتر از رفتار سینرژی‌های عضلانی منجر می‌شود.

پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده به عنوان نتیجه‌ی کاربردی این مقاله، حالات مختلف نگه‌داری و حرکت میله (مثلاً نگه‌داری افقی و عمودی) مدل‌سازی شده، سینرژی‌های عمل‌کردی متغیر با زمان بدون لحاظ کردن شیفت زمانی و جداسازی تونیک و فازیک به دست آمده و بین حالات مقایسه انجام شود. انجام این موارد کاربرد کلینیکی موثری داشته و به توان‌بخشان کمک می‌کند تا دسته‌ی عضلاتی که در فعالیت‌های مختلف فعال می‌شود را پیش‌بینی کرده و تجویز مناسبی برای بیماران یا افراد سال‌خورده‌ی دارای مشکل عضلانی شانه ارائه دهند.

۵- سپاس‌گزاری

این پژوهش تحت حمایت علمی و مادی دانشگاه صنعتی شریف صورت گرفته است.

- position of the bar on lumbar discs and muscles forces. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE (pp. 3917-3920). IEEE.
- [24] Anders, C., Wenzel, B. and Scholle, H.C., 2008. Activation characteristics of trunk muscles during cyclic upper-body perturbations caused by an oscillating pole. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 89(7), pp.1314-1322.
- [25] Gonçalves, M., Marques, N.R., Hallal, C.Z. and van Dieen, J.H., 2011. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(4), pp.209-214.
- [26] Hallal, C.Z., Marques, N.R. and Gonçalves, M., 2011. Electromyographic ratio of shoulder stabilizer muscles during performance of exercises with oscillatory poles. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 17(1), pp.31-35.
- [27] Ting, L.H. and Macpherson, J.M., 2005. A limited set of muscle synergies for force control during a postural task. *Journal of neurophysiology*, 93(1), pp.609-613.
- [28] Chang, Y.W., Su, F.C., Wu, H.W. and An, K.N., 1999. Optimum length of muscle contraction. *Clinical Biomechanics*, 14(8), pp.537-542.
- [29] Tresch, M.C., Saltiel, P. and Bizzi, E., 1999. The construction of movement by the spinal cord. *Nature neuroscience*, 2(2), p.162.
- [30] Ivanenko, Y.P., Poppele, R.E. and Lacquaniti, F., 2004. Five basic muscle activation patterns account for muscle activity during human locomotion. *The Journal of physiology*, 556(1), pp.267-282.
- [31] Gottlieb, G.L., Song, Q., Almeida, G.L., Hong, D.A. and Corcos, D., 1997. Directional control of planar human arm movement. *Journal of Neurophysiology*, 78(6), pp.2985-2998.
- [32] Wood, J.E., Meek, S.G. and Jacobsen, S.C., 1989. Quantitation of human shoulder anatomy for prosthetic arm control—II. Anatomy matrices. *Journal of biomechanics*, 22(4), pp.309-325.
- [33] Van der Helm, F.C., 1994. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), pp.527-550.
- [34] Buneo, C.A., Soechting, J.F. and Flanders, M., 1997. Postural dependence of muscle actions: implications for neural control. *Journal of Neuroscience*, 17(6), pp.2128-2142.
- synergies. In *Advances in neural information processing systems* (pp. 141-148).
- [13] Krouchev, N., Kalaska, J.F. and Drew, T., 2006. Sequential activation of muscle synergies during locomotion in the intact cat as revealed by cluster analysis and direct decomposition. *Journal of neurophysiology*, 96(4), pp.1991-2010.
- [14] Berniker, M., Jarc, A., Bizzi, E. and Tresch, M.C., 2009. Simplified and effective motor control based on muscle synergies to exploit musculoskeletal dynamics. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, pp.pnas-0901512106.
- [15] d'Avella, A. and Bizzi, E., 2005. Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 102(8), pp.3076-3081.
- [16] d'Avella, A., Fernandez, L., Portone, A. and Lacquaniti, F., 2008. Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed. *Journal of neurophysiology*, 100(3), pp.1433-1454.
- [17] d'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L. and Lacquaniti, F., 2006. Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience*, 26(30), pp.7791-7810.
- [18] d'Avella, A., Saltiel, P. and Bizzi, E., 2003. Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior. *Nature neuroscience*, 6(3), p.300.
- [19] Flanders, M.A.R.T.H.A. and Herrmann, U., 1992. Two components of muscle activation: scaling with the speed of arm movement. *Journal of neurophysiology*, 67(4), pp.931-943.
- [20] Buneo, C.A., Soechting, J.F. and Flanders, M.A.R.T.H.A., 1994. Muscle activation patterns for reaching: the representation of distance and time. *Journal of Neurophysiology*, 71(4), pp.1546-1558.
- [21] Bagheri Rouchi, M., 2013. 'Evaluation of Trunk Movement System Strategies through the Concept of Muscle Synergies', M.Sc Thesis, Department of Mechanical Engineering Sharif University of Technology, Tehran, Iran.
- [22] Abdollahi, M., Nikkhoo, M., Ashouri, S., Asghari, M., Parnianpour, M. and Khalaf, K., 2016. A model for flexi-bar to evaluate intervertebral disc and muscle forces in exercises. *Medical engineering & physics*, 38(10), pp.1076-1082.
- [23] Khalaf, K., Abdollahi, M., Nikkhoo, M., Hoviattalab, M., Asghari, M., Ashouri, S., Nikpour, S., Kahrizi, S. and Parnianpour, M., 2015, August. A Mechanical model for flexible exercise bars to study the influence of the initial