

Evaluation of Lumbar Muscle Synergy in Flexion Movement using Time-Varying Muscle Synergies

Bagheri Rouchi, Mahdi¹ / Davoudi, Mehrdad¹ / Parnianpour, Mohamad^{2*}

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

² - Professor, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2019.109726.1493

Received: 16 June 2019

Revised: 2 August 2019

Accepted: 9 August 2019

KEYWORDS

Time-Varying Synergies
Phasic and Tonic Synergies
Spinal Cord
Optimal Control

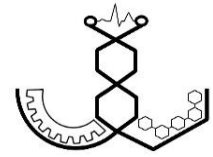
ABSTRACT

According to the literature, changes in muscle activity patterns are considered as one of the causes of non-specific chronic low back pain. Recent studies have introduced muscle synergy as a valuable tool for analyzing how muscles work in body movements. In this way, a new study method is proposed for modeling upper body and extracting time-varying muscle synergies in flexural motion of the waist. In this way, a new study method is proposed for modeling trunk and extracting time-varying muscle synergies in plane bending movements of lumbar flexion. Considering 18 effective muscles and function of the combined cost of the minimum jerk-energy, 24 different movements and their corresponding muscle patterns have been simulated. To evaluate the role of velocity, the pattern of muscle activity was divided into two parts: tonic, to overcome the gravity force, and phasic, proportional to the trunk movement velocity. In the following, three fast-reaching times of 0.75, 1, and 2 seconds were considered for each direction. The results showed that 77% of the lumbar muscle pattern of movement was achieved by four phasic synergies and four tonic synergies. The resulting synergies are quite influenced by the movement direction and velocity, so that each pair of phasic and tonic synergy is most effective in one of the main directions. On the other hand, the increase in velocity causes elevated amplitude coefficient and accelerated activation of phasic synergies compared to normal mode. Considering the 45° flexion combination with 30° left lateral bending, 77.2% of the muscle pattern of movement has been reconstructed using time-varying synergies. It can be argued that the use of muscle synergies expresses a good explanation for how muscles work in movement at different directions and velocities.

*Corresponding Author

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





بررسی نحوه‌ی هم‌کاری عضله‌های کمری در حرکت خم شدن بالاتنه در سرعت‌های مختلف با استفاده از سینرجی عضلانی

باقری روچی، مهدی^۱ / داودی، مهرداد^۱ / پرنیان‌پور، محمد^{۲*}

^۱ - کارشناسی ارشد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

^۲ - استاد، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2019.109726.1493

پذیرش: ۱۸ مرداد ۱۳۹۸

بازنگری: ۱۱ مرداد ۱۳۹۸

ثبت در سامانه: ۲۶ خرداد ۱۳۹۸

چکیده

واژه‌های کلیدی

تغییر در الگوهای فعالیت عضلانی یکی از عوامل و نیز پیامدهای کم‌درد غیراختصاصی مزمن به شمار می‌رود. در مطالعات اخیر استفاده از سینرجی عضلانی به عنوان راه‌کاری ارزنده برای تحلیل نحوه‌ی هم‌کاری عضلات در حرکات بدن معرفی شده است. در این مقاله، روش مطالعاتی جدیدی برای مدل‌سازی بالاتنه و استخراج سینرجی‌های عضلانی متغیر با زمان در حرکات صفحه‌ای خم شدن کمر ارائه شده است. از این رو، با در نظر گرفتن ۱۸ عضله‌ی تاثیرگذار و تابع هزینه‌ی ترکیبی کمینه‌ی جرک- انرژی، ۲۴ حرکت و الگوهای عضلانی متناظر آن‌ها شبیه‌سازی شده است. جهت بررسی نقش سرعت، الگوی فعالیت عضلانی به دو بخش تونیک، برای غلبه بر نیروی گرانش و بخش فازیک، متناسب با سرعت حرکت بالاتنه تقسیم‌بندی شده است. در ادامه برای هر جهت، سه زمان دست‌یابی به هدف برابر با ۰/۷۵، ۱ و ۲ ثانیه لحاظ گردیده است. نتایج نشان می‌دهد که ۷۷٪ از الگوی عضلانی حرکات کمر با استفاده از ۴ سینرجی فازیک و ۴ سینرجی تونیک حاصل می‌گردد. سینرجی‌های به دست آمده کاملاً تحت تاثیر جهت و سرعت حرکت می‌باشند به گونه‌ای که هر جفت از سینرجی فازیک و تونیک در یکی از جهت‌های اصلی بیش‌ترین تاثیر را ایفا می‌کنند. از طرفی افزایش سرعت، باعث افزایش ضریب بزرگی و سریع‌تر فعال شدن سینرجی‌های فازیک نسبت به حالت معمول می‌شود. در ادامه با در نظر گرفتن حرکت ترکیبی ۴۵ درجه خمش به جلو همراه با ۳۰ درجه خمش به چپ، ۷۷٪ از الگوهای عضلانی حرکت با استفاده از سینرجی‌های متغیر با زمان بازسازی شده است. می‌توان گفت که استفاده از سینرجی‌های عضلانی، توضیح مناسبی را برای چگونگی هم‌کاری عضلات در تولید حرکت در جهت‌ها و سرعت‌های مختلف ارائه می‌دهد.

سینرجی‌های متغیر با زمان
سینرجی‌های تونیک و فازیک
ستون فقرات
کنترل بهینه

*نویسنده‌ی مسئول

دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

نشانی

تلفن ۹۸-۲۱-۶۶۰۰۵۷۱۶

۱۱۳۶۵-۱۱۱۵۵

کد پستی

دورنگار ۹۸-۲۱-۶۶۰۰۰۲۱

pamianpour@sharif.edu

پست الکترونیک



۱- مقدمه

کمردرد یکی از شایع‌ترین بیماری‌ها در آحاد مختلف جامعه است که تقریباً ۸۰٪ افراد حداقل یک بار در طول زندگی خود به آن مبتلا می‌شوند [۱]. نظر به این که کمردرد در اکثر موارد به خودی خود مرتفع می‌شود، این عارضه زمانی برای بیمار مشکل آفرین خواهد شد که به دردی مزمن بدل گردد [۲]. محققان دلایل زیادی را به عنوان ریشه‌ی کمردرد غیراختصاصی مزمن^۱ برشمرده‌اند، اما عموماً عقیده دارند که چندین عامل به طور هم‌زمان در بروز این عارضه دخیل هستند [۳]. تغییر در الگوهای کنترل حرکت^۲ کمر که یکی از پیامدهای ناشی از کمردرد می‌باشد، می‌تواند از عوامل بروز کمردرد مزمن نیز به حساب آید. این تغییر معمولاً با علل دیگری از جمله پاتو- فیزیولوژیک، روان‌شناختی، فیزیکی و یا عصبی-فیزیولوژیک همراه می‌باشد [۲]. از این رو شناخت مناسب علل و عوامل کمردرد چه به صورت غیراختصاصی و یا اختصاصی^۳ مانند دردهای دیسکی [۴]، می‌تواند با استفاده از مارکرهای فیزیولوژیکی روی دستورات دستگاه عصبی انجام شود [۵].

سیستم عصبی مرکزی^۴ با استفاده از دو مکانیزم جداگانه‌ی کنترل پیش‌خوراند^۵ و کنترل پس‌خوراند^۶ باعث ایجاد حرکت در بدن می‌شود [۶]. هر گونه عارضه‌ای در بدن و یا در این سیستم پیچیده می‌تواند منجر به تغییر الگوهای حرکتی و یا بروز درد و ناتوانی گردد. با در نظر گرفتن این موضوع که بخش پیش‌خوراند این دستورات می‌تواند به صورت جداگانه در معرض اختلال باشد [۷]، در این مطالعه این بخش مورد بررسی و تحلیل قرار گرفته است. بدین منظور از نوع حرکت دست‌یابی سریع به هدف^۷، که حرکتی استاندارد در سایر مطالعات می‌باشد، استفاده شده است [۸-۱۰]. در این حرکت به علت سرعت بالا و تاخیر فیزیولوژیک در سنسورهای فیدبک دستگاه عصبی، فرض بر آن است که بخش پیش‌خوراند دستورات به ماهیچه‌ها ارسال شده و تنها در انتهای مسیر، خطای دست‌یابی به هدف توسط سنسورهای فیدبکی اصلاح می‌شود [۸].

تمرکز و تعداد بالای عضلات در کمر از یک سو سبب پایداری و انعطاف‌پذیری بالا [۱۱] و از سوی دیگر موجب پیچیدگی کنترل حرکات، به خصوص حرکات ترکیبی می‌شود. بنابراین دستورات سیستم عصبی مرکزی باید به دقت و با استفاده از روش مناسب، هماهنگ شوند. از این رو به روش‌های جدید

جهت بررسی و تحلیل دستورات عصبی (یا الگوهای فعال‌سازی عضلات) نیاز می‌باشد [۱۲]. روش‌های گوناگونی مانند استفاده از کنترل بهینه [۱۳]، فرضیه‌ی UCM^۸ [۱۴] و سینرجی عضلانی، به منظور توضیح درجه‌ی آزادی بالای بدن ارائه شده است. مطالعات اخیر بیان‌گر این موضوع است که دستورات بسیار گسترده و پیچیده‌ی کنترل حرکت را می‌توان با استفاده از ترکیب انعطاف‌پذیر بردارهای پایه به نام سینرجی‌های عضلانی تولید نمود [۹، ۱۰، ۱۵، ۱۶]. سینرجی عضلانی در برخی از مطالعات به عنوان یک منظر کلی برای تحلیل اثرات ضایعات نخاعی و مغزی بر دستگاه پیچیده‌ی عصبی-عضلانی به کار رفته است [۵]. لازم به ذکر است که جهت استخراج سینرجی‌های عضلانی در بخش کنترل پیش‌خوراند، شناخت و دانش دینامیکی مناسب از سیستم اسکلتی-عضلانی کمر ضروری می‌باشد [۱۰]. بنابراین ارائه‌ی سینرجی عضلانی برای حرکات سریع کمر، می‌تواند تحلیلی مناسب در هر دو بعد عصبی-فیزیولوژیکی و فیزیکی ارائه دهد.

سیستم عصبی مرکزی به منظور کنترل حرکت و حفظ وضعیت بدن از سینرجی‌های عضلانی بهره می‌برد. سینرجی عضلانی را می‌توان به صورت بلوک‌های ثابتی از ضرایب هماهنگ شده‌ی عضلانی در نظر گرفت که با توجه به دینامیک بدن شکل گرفته‌اند [۱۵]. هدف از تشکیل این بلوک‌ها، غلبه بر نامعینی و درجه‌ی آزادی بالای عضو است. در مطالعات عموماً دو رویکرد کلی سینرجی‌های ثابت و سینرجی‌های متغیر با زمان برای سینرجی‌های عضلانی بیان شده است. اساس و پایه‌ی هر دو روش، استفاده از روش جداسازی ماتریسی غیرمنفی^۹ (NNMF) می‌باشد [۱۷]. در سینرجی‌های ثابت هیچ‌گونه تاخیر زمانی در بین سینرجی‌های عضلانی و عضلات وجود ندارد، در صورتی که در سینرجی متغیر با زمان، عضلات هم در فضای سه‌بعدی متناسب هستند و هم می‌توانند با تاخیر زمانی نسبت به یک‌دیگر انجام شوند [۱۸]. اگرچه استفاده از سینرجی‌های ثابت سبب کاهش میزان خطای بازسازی داده‌ها خواهد شد اما در آسیب‌های ناحیه‌ی کمری امکان دارد که زمان شروع فعالیت ماهیچه‌ها^{۱۰} تغییر کند. هم‌چنین سینرجی‌های متغیر با زمان با طبیعت حرکت سریع دست‌یابی به هدف سازگارتر است [۹]. بنابراین در این مطالعه به دلیل مدل‌سازی حرکت دست‌یابی سریع، از سینرجی‌های متغیر با زمان استفاده شده است.

^۶Feedback Control^۷Fast-Reaching Movement^۸Uncontrolled Manifold^۹Non-Negative Matrix Factorization^{۱۰}Onset^۱Non-Specific Chronic Low Back Pain^۲Motor Control^۳Specific Chronic Low Back Pain^۴Central Nervous System^۵Feedforward Control



یک حرکت رفت و برگشتی است تا به عنوان ورودی برای الگوریتم بهینه‌سازی توسعه یافته به کار گرفته شود، زیرا معمولاً از داده‌های تست تجربی برای به دست آوردن سینرجی‌ها استفاده می‌شود. هم‌چنین بررسی تاثیر تغییر سرعت بر سینرجی‌های متغیر با زمان از طریق جداسازی بخش‌های تونیک و فازیکی فعالیت عضلات، نوآوری دیگر این پژوهش است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی بالاتنه و کمر

در این مطالعه بالاتنه به صورت یک سیستم یک پارچه‌ی پاندول معکوس-سه‌بعدی با مفصل گوی و کاسه در پایه‌ی آن که در محل مفصل L5-S1 کمر بوده و توسط ۱۸ رشته‌ی عضلانی کمر کنترل می‌گردد، در نظر گرفته شده است [۲۴، ۲۵]. نیروی گرانش ۳۵۰ نیوتن به صورت متمرکز در مرکز جرم، حدود ۳۵ cm بالاتر از مفصل پاندول وارد شده است [۲۶]. از این رو معادله‌ی دینامیکی حرکت بالاتنه به صورت رابطه‌ی (۱) می‌باشد [۲۷-۲۹].

$$J_1 \dot{W} = -WWJ_1W + N_{input} - G(\theta) \quad (1)$$

در این رابطه، θ بردار زاویه‌ی حرکت بالاتنه در مختصات مرجع، W و N_{input} به ترتیب بردارهای سرعت زاویه‌ای و گشتاور عضلانی در مختصات متصل به بدنه، J_1 و $G(\theta)$ ماتریس اینرسی و بردار گشتاور گرانشی بالاتنه، WW ماتریس پادمقارن حاصل از دوران W و $-WWJ_1W$ ترم گشتاور حاصل از نیروی کریولیس می‌باشد [۲۵]. ماکزیمم سرعت عضلانی برای عضلات برابر با L_0/τ در نظر گرفته شده است که L_0 طول حالت استراحت عضلات و مقدار τ برابر با 0.1 ثانیه می‌باشد. شعاع ژیراسیون به صورت $R_x=R_y=0.44$ m و $R_z=0.1$ m مقدار σ_{max} برابر با 70 kPa و تعداد نقاط گسسته‌سازی برابر با 60 نقطه در بازه‌ی زمانی حرکت در نظر گرفته شده است.

۲-۲- مدل‌سازی عضلات

نیروی ۱۸ عضله‌ی تاثیرگذار بر حرکت بالاتنه با استفاده از مدل عضلانی هیل^۱ شبیه‌سازی شده است. این نیرو تلفیقی از نیروهای وابسته به طول $f_l(l)$ ، سرعت $f_v(i)$ ، مقدار فعال‌سازی عضله α و نیروی غیرفعال $f_p(l)$ است که با استفاده از رابطه‌ی (۲) محاسبه می‌شود.

$$f = f_{max} \cdot \{\alpha \cdot f_l(l) \cdot f_v(i) \cdot f_p(l)\} \quad (2)$$

در سال‌های اخیر استفاده از رویکرد سینرجی عضلانی در هر دو زمینه‌ی مطالعات عصبی-فیزیولوژیک و مطالعات مکانیکی متداول شده است. صداقت‌نژاد و هم‌کارانش با استفاده از پروتکل جدید آزمایش تطبیق دادن با هدف، سینرجی‌های عضلانی را برای ۱۲ نفر (۵ زن) به دست آوردند. نتایج مطالعه‌ی آن‌ها فرضیه‌ی به کارگیری سیستم اعصاب مرکزی از سینرجی عضلانی را تقویت می‌کند [۱۹].

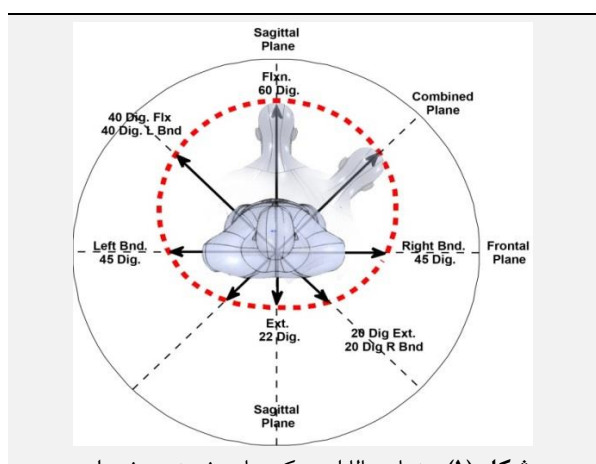
اخیراً مطالعات بسیاری در ارتباط با نحوه‌ی تغییر الگوی فعالیت عضلانی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن و عوامل تاثیرگذار بر آن انجام شده است. کین بچر و هم‌کارانش نشان دادند که الگوی فعالیت عضلانی در حرکت فلکشن و اکستنشن کمر در حالت ایستاده می‌تواند از فردی به فرد دیگر متفاوت باشد که این تفاوت ارتباط نزدیکی به سن و جنسیت بیمار دارد. بنابراین می‌توان برای هر بیمار مبتلا به کمردرد مزمن با توجه به سن و جنسیت، تمرینات منحصر به فردی را تجویز نمود [۲۰]. کوزی هابلی و هم‌کارانش با طراحی تست پایداری کمر در حالت درازکش برای دو گروه افراد سالم و دارای سابقه‌ی آسیب‌دیدگی کمر، نشان دادند که الگوهای تغییر یافته‌ی عضلانی در افراد آسیب‌دیده (جدا از این‌که آن‌ها توانایی برگشت به کار را دارند یا نه) می‌تواند باقی بماند [۲۱]. البته برخی دیگر از مطالعات، تفاوت شایانی را در الگوهای عضلانی بهبود یافته‌ی افراد سالم و افراد دارای سابقه‌ی کمردرد نشان نداده‌اند [۲۲]. استفاده از الکترومایوگرافی سطحی در اکثر مطالعات متداول است اما استفاده از این روش دارای محدودیت‌هایی مانند محدودیت در تعداد عضلات مورد آزمایش یا عدم توانایی اندازه‌گیری قابل اعتماد برای عضلات عمقی مانند مالدیفیدس، عدم وجود پروتکل استاندارد برای اندازه‌گیری EMG، وجود نویزهای محیطی و یا ایجاد نویز به علت جابه‌جایی الکترودها مخصوصاً در هنگام تست‌های سریع حرکتی می‌باشد [۲۳]. بنابراین استفاده از روش‌های مدل‌سازی می‌تواند دید ژرف‌تری از نحوه‌ی فعالیت عضلانی ارائه داده و مکمل مشاهدات آزمایشگاهی باشد. در این مطالعه تلاش بر این است که با راه‌کارهای محاسباتی و با در نظر گرفتن دینامیک کمر، ضرایب فعالیت ۱۸ عضله‌ی تاثیرگذار در حرکات سه‌بعدی کمر (شروع در حالت ایستاده) در یک فرد سالم محاسبه شده و در ادامه با استفاده از الگوریتم سینرجی‌های متغیر با زمان، هماهنگی ضرایب فعالیت در بلوک‌های سینرجی عضلانی ارائه گردد. نوآوری این پژوهش علاوه بر روش محاسباتی آن، استفاده از شبیه‌سازی ناحیه‌ی کمری جهت به دست آوردن الگوی فعال‌سازی عضلات در طی

^۱Hill

بنابراین تابع هزینه‌ی بیان شده، با استفاده از قیود تساوی مانند معادله‌ی حرکت، شرایط ابتدایی-انتهاپی و نیز قیود نامساوی مانند ماکزیمم سرعت حرکت عضلانی، کم‌ترین و بیش‌ترین ضریب فعالیت عضلانی و شرایط پایداری حل شده است.

۴-۲- شبیه‌سازی و تعیین شرایط مرزی

در این مطالعه ۲۴ حرکت خمش صفحه‌ای کمر (حرکتی که در آن هیچ پیچشی حول ستون فقرات وجود ندارد) در جهت‌های اصلی خمش به جلو^۱، عقب^{۱۱} و طرفین^{۱۲} (راست و چپ) و نیز ۴ حرکت خمش در صفحات ترکیبی مدل‌سازی شده است (شکل ۱). هدف از مطالعه‌ی این حرکت‌ها، بررسی نقش سرعت و جهت خمش در سینرجی‌های متغیر با زمان است. بنابراین این حرکت‌ها در ۸ جهت مختلف و در هر جهت در سه زمان متفاوت ۱، ۲ و ۰/۷۵ ثانیه شبیه‌سازی شده است. در ابتدا فرض می‌شود که بدن در حالت ایستاده‌ی کامل آناتومیکی قرار داشته و خمش در جهت معین و در زمان ثابت انجام می‌شود. لازم به ذکر است که سرعت و شتاب در ابتدا و انتهای تمامی حرکت‌ها برابر با صفر در نظر گرفته شده و محدوده‌ی حرکتی خمش نیز بر اساس مطالعات راسل و هم‌کارانش [۳۳] تعیین شده است.



شکل (۱) - نمای بالا از حرکت‌های خمش صفحه‌ای

۵-۲- سینرجی‌های متغیر با زمان

در حرکت‌های سریع خمش صفحه‌ای، الگوی عضلانی متناسب با جهت حرکت و سرعت انجام آن شکل می‌گیرد. از این رو استفاده از سینرجی‌های متغیر با زمان که علاوه بر زمان، نسبت به فضا نیز تغییر می‌کند، مناسب به نظر می‌رسد.

داده‌های هندسی و فیزیولوژیک ۱۸ عضله‌ی مدل شده، مانند مقالات پیشین لحاظ شده‌اند [۳۰]. حداکثر تنش مجاز سطح مقطع عضلات (PSCA) برابر با ۷۰ کیلوپاسکال در نظر گرفته شده و تحریک عصبی عضله (α) عددی بین صفر و یک می‌باشد. این عضلات شامل IO^۱، EO^۲، LD^۳ (این سه عضله هر کدام به صورت دو رشته‌ی عضلانی اصلی ۱ و ۲ مدل شده‌اند)، LT^۴، IL^۵ و RA^۶ هستند. این ۶ عضله که در مجموع به صورت ۹ رشته‌ی عضلانی مدل شده‌اند برای یک سمت بدن بوده و برای هر دو طرف به طور کلی ۱۸ عضله در نظر گرفته شده است.

۳-۲- محاسبات کنترل بهینه و بهینه‌سازی

اگر چه با انتخاب بالاتنه به صورت یک پاندول معکوس کلاسیک و لحاظ نمودن تنها ۱۸ عضله، ساده‌سازی قابل ملاحظه‌ای در مدل‌سازی انجام شده است، اما هنوز معادله‌ی حرکت و حل عددی آن بسیار غیرخطی و پیچیده می‌باشد. استنباط استراتژی سیستم اعصاب مرکزی در تنظیم دستورات عضلانی، منوط به نحوه‌ی تعریف تابع هزینه است. به طوری که می‌توان با اعمال تغییر در تابع هزینه، الگوی فعالیت عضلانی فرد سالم را از بیمار تمیز داد. در این قسمت با بهره‌گیری از یک تابع هزینه‌ی ترکیبی مینیمم انرژی و مینیمم جرک^۷، سعی شده است تا اثر هر دو بخش سینماتیک و سینتیک در حرکت وارد شود. اگر چه این مدل قابلیت تغییر ضرایب را دارد، اما در این مطالعه ضریب هر دو بخش برابر در نظر گرفته شده است. تابع هزینه‌ی به کار گرفته شده به صورت رابطه‌ی (۳) می‌باشد.

$$Cost = \int_0^T A_{jrk} \left(\frac{\partial^3 \theta^T}{\partial t^3} \cdot \frac{\partial^3 \theta}{\partial t^3} \right) + B_{Eng} (\tau^T \cdot \tau) dt \quad (3)$$

در این رابطه، τ بردار گشتاور حاصل از نیروی عضلات حول مفصل و A_{jrk} و B_{Eng} به ترتیب ضریب وزنی قسمت‌های جرک و مینیمم انرژی بوده و هر دو برابر با ۰/۵ در نظر گرفته شده‌اند. استفاده از روش‌های گسسته‌سازی تابع هزینه [۳۱]، هم‌نشانی مستقیم^۸ [۳۲] و پارامتری کردن متغیرهای معادلات و قیود با استفاده از توابع متعامد و سری فوریه برای ساده‌سازی و حل عددی این مساله متداول بوده است. در این مطالعه گسسته‌سازی و حل عددی مساله بر پایه‌ی روش شبه‌طیفی^۹ بوده که با استفاده از روش‌های حل عددی نرم‌افزار TOMLAB_PROPT انجام شده است.

^۷Minimum Jerk

^۸Direct Collocation

^۹Pseudospectral

^۱ Flexion

^{۱۱} Extension

^{۱۲} Right and Left Lateral Bending

^۱ Internal Oblique

^۲ External Oblique

^۳ Latissimus Dorsi

^۴ Longissimus Thoracic

^۵ Iliocostalis Lumborum

^۶ Rectus Abdominis



صورت ماتریسی نوشته شوند. بدین منظور با استفاده از تابع دلتای کرونیگر^۵، ماتریس H_S که شامل هر دو بخش است، برای حرکت S -am به صورت رابطه‌ی (۵) تعریف شده که در آن P سطر و Q ستون ماتریس است.

$$\begin{aligned} M_S &= W \cdot H_S \\ H_S &= \sum_i C_{iS} \theta_i [t_{iS}] \\ [\theta_i [t_{iS}]]_{pq} &= \delta [p - (i - 1) \cdot J, q - l] \end{aligned} \quad (5)$$

در رابطه‌ی بالا، l عددی است که در محدوده‌ی $1 < l < J - 1$ تعریف شده و گامی است که در آن سینرجی فازیک شروع می‌شود. اعداد منفی l نشان دهنده‌ی این است که ابتدای سینرجی فازیک در ساخت الگوی فعالیت عضلانی موثر نبوده و تنها بخشی از سینرجی در ساخت این الگوها موثر است که متناسب با اعداد مثبت l باشد. هم‌چنین i شماره‌ی سینرجی است که از 1 تا 4 تغییر می‌کند. در نهایت فرم ماتریسی رابطه‌ی (۴) به صورت رابطه‌ی (۶) بیان می‌شود.

$$M = [W] \cdot H \quad (6)$$

در این رابطه، H ماتریسی متشکل از H_S -ها بوده که با استفاده از تعاریف ماتریسی به سادگی قابل محاسبه است. در نتیجه با تشکیل تابع هزینه‌ی حداقل مربعات، سینرجی‌ها استخراج می‌شوند (رابطه‌ی ۷).

$$\begin{aligned} E^2 &= \frac{\text{tr}((M - WH)^T (M - WH))}{\|M\|^2} \\ &+ \lambda^t \sum_{ij} (\theta^-(W_{ij}^t)) \\ &+ \lambda^p \sum_{ij} (\theta^-(W_{ij}^p)) \end{aligned} \quad (7)$$

در رابطه‌ی (۷)، E^2 مقدار خطا و برابر با مربع اختلاف الگوهای عضلانی بازسازی شده از داده‌های الگوهای اصلی بوده که بر مقدار بزرگی توان دوم داده‌های اصلی تقسیم شده است. با توجه به فرض غیرمنفی بودن مقدار سینرجی‌ها، دو تابع $\theta^-(W_{ij}^p)$ و $\theta^-(W_{ij}^t)$ برای از بین بردن مقادیر منفی در ماتریس‌های W به این رابطه اضافه شده که λ^p و λ^t ضرایب تاثیر برای افزایش یا کاهش میزان تاثیر این مقادیر در تابع هزینه‌ی اصلی هستند. بنابراین الگوریتم استخراج سینرجی‌ها به صورت زیر است [۱۰].

۱- پیدا کردن ثابت‌های انتقال در طول زمان: با استفاده از این پارامتر می‌توان زمان شروع^۶ هر کدام از سینرجی‌ها را به گونه‌ای

۲-۵-۱- سینرجی فازیک و تونیک

نیروی گرانش در گشتاور اعمالی حول مفصل موثر بوده و بنابراین در تغییرات الگوی عضلانی نیز نقش دارد [۹]. از این رو الگوی فعالیت عضلات به دو بخش تونیک^۱ (تحت تاثیر گرانش) و فازیک^۲ (متناسب با سرعت) تقسیم شده و سینرجی‌ها با کمک رابطه‌ی (۴) محاسبه می‌شوند [۱۰].

$$m(t) = \sum_{i=1}^{N^p} C_i^p W_i^p(t - t_i) + \sum_{j=1}^{N^t} C_j^t W_j^t(t) \quad (4)$$

در رابطه‌ی (۴)، $m(t)$ تابع الگوی فعالیت یک عضله نسبت به زمان بوده که از دو بخش مجموع سینرجی‌های فازیک با بالانویس P و مجموع سینرجی‌های تونیک با بالانویس t تشکیل شده است. تعداد سینرجی‌های فازیک برابر با i و تعداد سینرجی‌های تونیک برابر با j است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، الگوی عضلانی به دست آمده از قسمت فازیک می‌تواند با اعمال یک ضریب انتقال (t_i) در طول زمان انتقال پیدا کند تا بهترین هم‌پوشانی با الگوی خواسته شده جهت انجام حرکت به دست آید. لازم به ذکر است که ضرایب سینرجی‌های فازیک و تونیک (C_i^p, C_j^t) در طول زمان حرکت ثابت باقی می‌مانند که علت آن ماهیت این روش است که جنبه‌ی مکانی^۳ هم‌کاری عضلات را در کنار الگوهای زمانی^۴ به دست آمده، نشان دهد.

۲-۵-۲- استخراج سینرجی‌ها

به منظور استخراج سینرجی‌ها از بیان ماتریسی به کار رفته در مطالعات [۳۴] استفاده شده است. در ابتدا الگوی تحریک عضلانی در حرکت S -am به فرم ماتریس M_S ($NM \times K$) ($NM=18$ تعداد عضلات و $K=60$ تعداد گام‌های گسسته‌سازی حرکت) تعریف شده است. هم‌چنین S شماره‌ی حرکت است و می‌تواند از 1 تا 24 تغییر کند. بنابراین ماتریس M که شامل تمام حرکات است به فرم $M = [M_1, \dots, M_{24}]$ تعریف می‌شود. در ادامه هر کدام از سینرجی‌های فازیک و تونیک به صورت ماتریس W ($NM \times J$) تعریف شده که $J=60$ تعداد گام‌های گسسته‌سازی برای سینرجی‌ها در طول حرکت است. بنابراین با توجه به تعداد سینرجی‌های فازیک $NSF=4$ و سینرجی‌های تونیک $NST=4$ ، ماتریس کلی سینرجی به صورت $W = [W_{F1}, \dots, W_{F4}, W_{T1}, \dots, W_{T4}]$ تعریف می‌شود.

در انتها برای تعریف فرم ماتریسی رابطه‌ی (۴)، باید ضرایب بزرگی (C_i^p, C_j^t) و ثابت‌های انتقال در طول زمان (t_i) نیز به

^۱Temporal

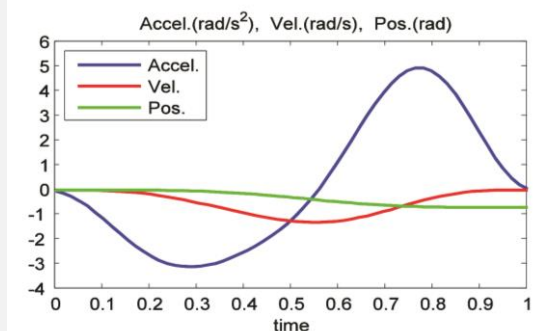
^۲Kronecker Delta

^۳Time Onset

^۱Tonic Synergy

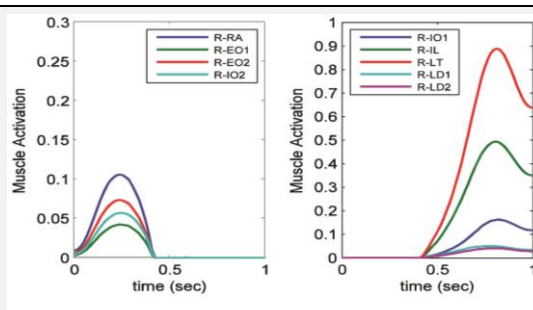
^۲Phasic Synergy

^۳Spatial



شکل (۲) - مسیر حرکت بهینه، سرعت و شتاب حرکت با استفاده از تابع هزینه ترکیبی از مینیمم انرژی و مینیمم جرک با ضرایب برابر

با توجه به متقارن بودن مدل، در شکل (۳) تنها عضلات سمت راست بدن نمایش داده شده است. ملاحظه می‌شود که در شکل (۳) ابتدا عضلات فلکسوری فعال شده تا شتاب اولیه مورد نیاز به بالاتنه داده شود و زمانی که گشتاور خالص عضلات به صفر می‌رسد، عضلات اکستنسوری جهت ایجاد شتاب مخالف حرکت و توقف آن در خمش ۶۰ درجه، فعال می‌شوند. عضلات LT و II بیشترین نقش را در متوقف کردن حرکت در نیمه‌ی دوم ایفا می‌کنند. نتایج به دست آمده با نتایج تحقیق وکیلزاده و هم‌کارانش مطابقت دارد [۳۵].



شکل (۳) - الگوی فعالیت عضلات فلکسور و اکستنسور نیمه‌ی راست بدن، برای تابع هزینه ترکیبی از مینیمم جرک و مینیمم گشتاور عضلانی در مفصل (A) عضلات فلکسوری، (B) عضلات اکستنسوری

در این مطالعه به منظور جداسازی بخش تونیک از فازیک، بالاتنه در حالت‌های مختلف در حالت ایستایی قرار داده شده و ضرایب فعالیت مورد نیاز برای غلبه بر نیروی گرانش استخراج شده است که به عنوان بخش تونیک ضرایب فعالیت به حساب می‌آیند. بخش فازیک نیز با تفاضل ضرایب تونیک از ضرایب عضلانی استخراج شده است.

یافت که بیشترین تاثیر را در بازسازی داده‌ها داشته باشد. بدین منظور از روش matching pursuit procedure استفاده می‌شود. ۲- به‌روزرسانی ضرایب ثابت سینرجی‌ها: سینرجی‌های فازیک و تونیک (با ضرایب غیرمنفی) به صورت هم‌زمان توسط روش non-negative least squares در متلب^۱ محاسبه می‌شوند. ۳- به‌روزرسانی سینرجی‌ها: با استفاده از روش بهینه‌سازی Steepest Descent و تابع خطا (رابطه‌ی ۷)، سینرجی‌های فازیک و تونیک به صورت هم‌زمان به‌روزرسانی می‌شوند. ۴- پایان حلقه و یا شروع مجدد: با مقایسه‌ی خطای داده‌های بازسازی شده و داده‌های اصلی تصمیم گرفته می‌شود که جواب از چرخه‌ی حل خارج شده و یا دوباره به‌روزرسانی شود. دو بخش $\theta^-(W_{ij}^E)$ و $\theta^-(W_{ij}^P)$ جهت منفی نشدن مقادیر W در پایان هر الگوریتم پیاده‌سازی خواهد شد [۱۰].

۲-۶- تعداد مناسب سینرجی‌های عضلانی

بدیهی است که با افزایش تعداد سینرجی‌ها، دقت بازسازی الگوی عضلانی توسط سینرجی‌ها بیشتر خواهد شد. در این مطالعه از معیار VAF^2 برای تعیین تعداد مناسب سینرجی‌ها استفاده شده است (رابطه‌ی ۸).

$$VAF = 1 - \frac{\sum (x_i - \hat{x}_i)^2}{\sum x_i^2} \quad (8)$$

در این رابطه، \hat{x}_i و x_i به ترتیب مقدار تخمین زده شده به وسیله‌ی سینرجی‌ها و مقدار اصلی داده‌ها می‌باشند. به منظور یافتن تعداد مناسب سینرجی‌ها از ۸۰٪ داده‌ها برای استخراج از ۲۰٪ باقی‌مانده جهت اعتبارسنجی استفاده می‌شود.

۳- نتایج و بحث

نتایج مربوط به شبیه‌سازی‌های حالت‌های مختلف در این بخش ارائه شده است. مسیر، سرعت و شتاب در حرکت بهینه‌ی خمش رو به جلو^۲ تا ۶۰ درجه در مدت ۱ ثانیه در شکل (۲) ارائه شده است. این حرکت یکی از ۲۴ حرکت خمش صفحه‌ای مدل‌سازی شده است. شرایط ابتدایی و انتهایی تمام حرکات در بخش ۲-۴ بیان شده است. مطابق انتظار، نمودار سرعت، زنگوله‌ای شکل^۳ بوده و با اضافه کردن قید مینیمم انرژی به تابع هزینه‌ی مینیمم جرک، قله‌ی سرعت و متعاقباً شتاب آن، از میانه‌ی مسیر به نیمه‌ی دوم متمایل شده است. به عبارت دیگر عضلات اکستنسور در این حرکات بیش‌تر فعال می‌شوند.

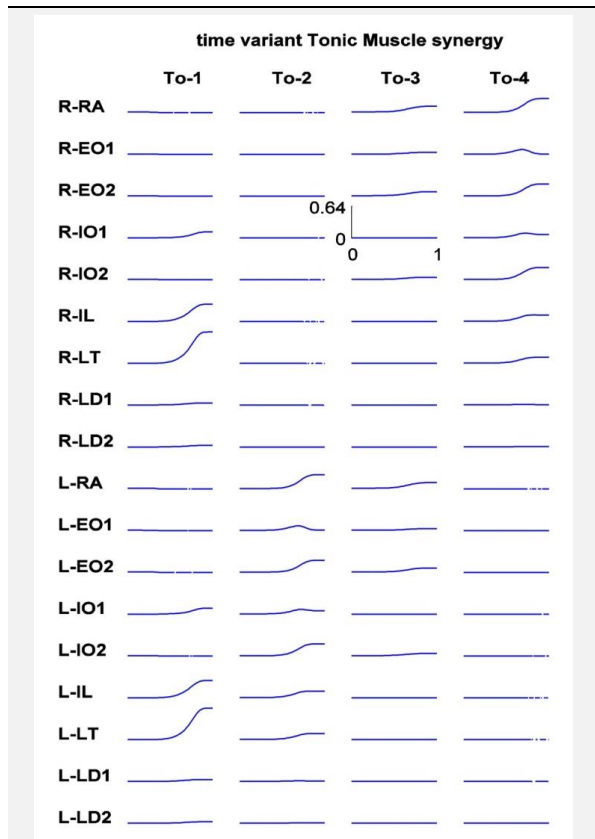
^۱Flexion

^۲Bell Shaped

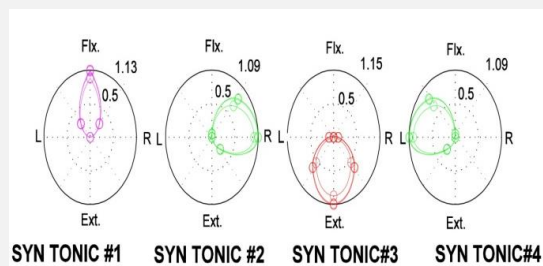
^۱MATLAB

^۲Variability Accounted For (VAF)

فازیک و تونیک سوم در جهت خمش به عقب و سینرجی‌های فازیک و تونیک چهارم در جهت خمش به راست بیش‌ترین تاثیر را دارند. شیفت‌های زمانی اعمال شده روی هر یک از سینرجی‌ها، زمان دقیق وارد شدن سینرجی را در بازه‌ی حرکت مشخص می‌نماید. نحوه‌ی اعمال ضریب شیفت زمانی بدین صورت است که هر کدام از سینرجی‌های فازیک با استفاده از این ضریب می‌توانند در طول زمان جابه‌جا شوند.



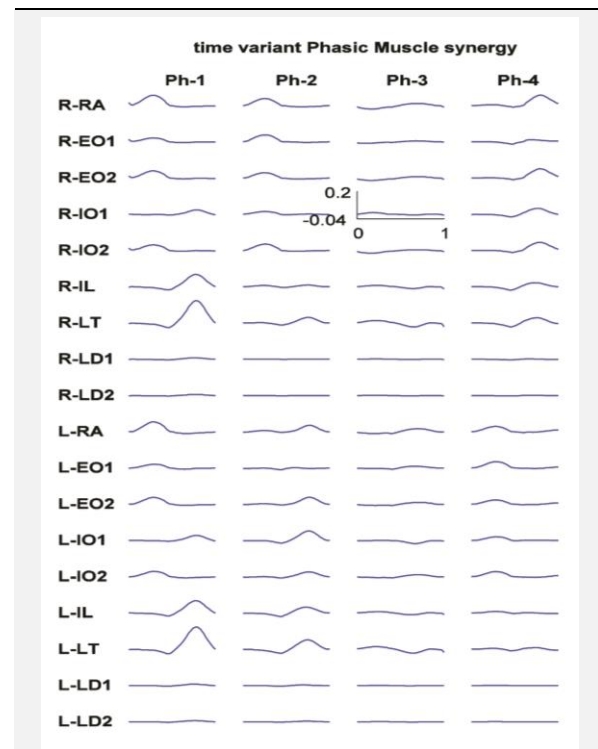
شکل (۶) - چهار سینرجی تونیک برای ۱۸ عضله



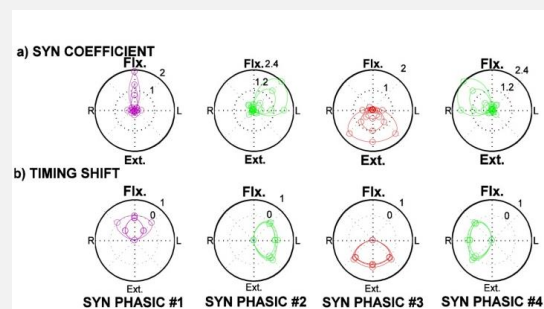
شکل (۷) - ضرایب بزرگی وابسته به جهت حرکت برای هر کدام از سینرجی‌های تونیک

شکل (۸) چگونگی تاثیر شیفت‌های زمانی و ضرایب بزرگی را برای ساخت الگوی اصلی فعال‌سازی یک عضله نشان می‌دهد. برای سادگی بیان مساله، چهار سیگنال متفاوت به عنوان سینرجی‌های مربوط به فعالیت یک عضله‌ی فرضی ساخته شده که در بخش A از شکل (۸) قابل مشاهده است. سپس برای هر سیگنال یک ضریب بزرگی و یک شیفت زمانی در نظر گرفته

چهار سینرجی فازیک به دست آمده همراه با ضرایب بزرگی و شیفت زمانی مربوط به هر یک در شکل‌های (۴) و (۵) و چهار سینرجی تونیک به دست آمده همراه با ضرایب بزرگی مربوط به هر کدام در شکل‌های (۶) و (۷) ارائه شده است. هر سینرجی شامل ۱۸ الگوی عضلانی متناسب با ۱۸ عضله می‌باشد. ترکیب این سینرجی‌ها ۷۷٪ از تمام داده‌ها را بازسازی می‌کند (شکل ۹). با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان گفت که هر کدام از سینرجی‌ها دارای محدوده‌ی تاثیرگذاری منحصر به فردی هستند. این محدوده با استفاده از ضرایب بزرگی و شیفت‌های زمانی هر کدام از سینرجی‌ها مشخص می‌شود (شکل ۵).



شکل (۴) - چهار سینرجی فازیک برای ۱۸ عضله

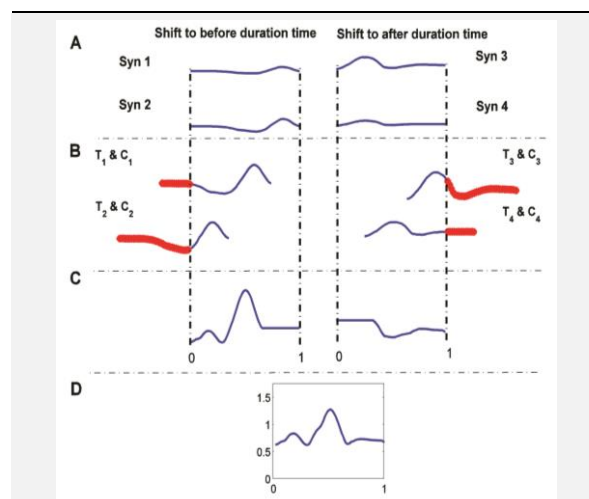


شکل (۵) - (A) ضرایب بزرگی، (B) شیفت‌های زمانی وابسته به جهت حرکت برای هر کدام از سینرجی‌های فازیک

سینرجی‌های فازیک و تونیک اول در جهت خمش به جلو بیش‌ترین تاثیر را دارند چرا که نمودار ضریب بزرگی این سینرجی‌ها بیش‌ترین مقدار را در این جهت دارد. سینرجی‌های فازیک و تونیک دوم در جهت خمش به چپ، سینرجی‌های

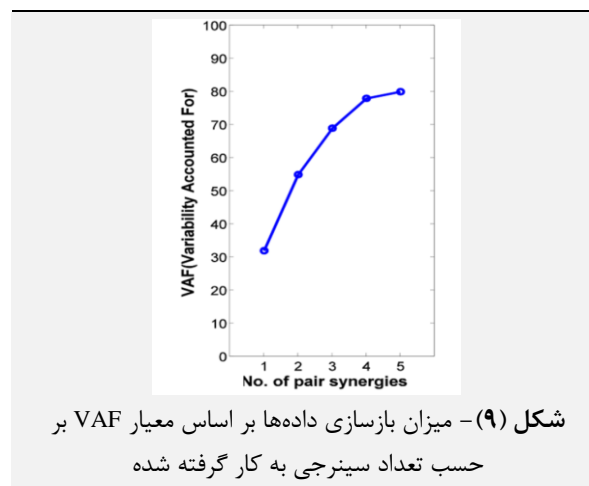
در این مقاله از روش سینرجی‌های عضلانی متغیر با زمان که به وسیله‌ی دسته‌بندی الگوی فعالیت عضلانی در هر دو حوزه‌ی مکانی-زمانی^۱ این هم‌کاری را به شایستگی نمایش می‌دهد، استفاده شده است. بدین منظور بالاتنه همراه با ۱۸ عضله‌ی تاثیرگذار به صورت پاندول معکوس یک‌پارچه با مفصل گوی و کاسه در L5/S1 مدل‌سازی شده است. با در نظر گرفتن هشت هدف در بیش‌ترین محدوده‌ی حرکتی کمر و تغییر سرعت دسترسی در سه زمان ۰/۷۵، ۱ و ۲ ثانیه، الگوهای فعالیت عضلانی با استفاده از روش‌های بهینه‌سازی و کنترل بهینه به دست آمده است. تابع هزینه‌ی در نظر گرفته شده، ترکیبی از دو جریمه‌ی مینیمم جرک و مینیمم انرژی بوده و الگوهای عضلانی با استفاده از تابع هزینه‌ی مینیمم تلاش عضلانی بدون در نظر گرفتن قید پایداری به دست آمده و وارد کردن قید پایداری به عنوان پژوهش بعدی مورد مطالعه قرار خواهد گرفت. در ادامه، الگوی فعالیت عضلانی به دو بخش فازیک (متناسب با نیروی شتاب دهنده و عامل افزایش سرعت) و بخش تونیک (معادل نیروی مورد نیاز جهت غلبه بر نیروی گرانش در حالت ایستایی در موقعیت‌های مختلف) تقسیم شده است. بنا بر نتایج مشاهده می‌شود که با تغییر تعداد سینرجی‌ها از ۱ تا ۵ جفت سینرجی فازیک و تونیک، مقدار بازسازی داده‌ها به ترتیب برابر با ۳۰٪، ۵۵٪، ۶۸٪، ۷۷٪ و ۸۰/۵٪ شده است. با ۴ سینرجی فازیک و ۴ سینرجی تونیک، ۷۷٪ از تمام داده‌ها به دست می‌آید. هم‌چنین به صورت کلی ملاحظه می‌شود که کاهش و یا افزایش تعداد سینرجی‌ها به ۵ عدد، تاثیر قابل ملاحظه‌ای بر بازسازی داده‌ها نداشته و تنها ۸۰/۵٪ از داده‌ها بازسازی می‌شوند. بنابراین می‌توان به این نتیجه رسید که افزایش تعداد سینرجی‌ها تغییر قابل ملاحظه‌ای را در بازسازی داده‌ها ایجاد نخواهد کرد. یادآور می‌شود که در این بخش از معیار VAF که معیاری قابل قبول برای بازسازی داده‌ها بوده استفاده شده است. اطلاعات دیگری که به خوبی از نمودارهای ضرایب بزرگی و ضرایب انتقال زمانی به دست می‌آید، حوزه‌ی تاثیرگذاری هر کدام از سینرجی‌ها است. به گونه‌ای که هر کدام از این سینرجی‌ها تنها در جهت خاصی موثر بوده و بخش کوچکی از این سینرجی‌ها در حرکات در صفحات ترکیبی با هم هم‌پوشانی دارند. ملاحظه می‌شود که سینرجی فازیک و تونیک اول در خمش رو به جلو بیش‌ترین تاثیر را داشته و هم‌چنین در حدود ۳۵ تا ۴۵ درجه از خط مرکزی به سمت هر دو طرف چپ و راست این سینرجی در بازسازی حرکات ترکیبی موثر است. سینرجی فازیک و تونیک دوم در خمش به سمت راست موثر

شده است. در بخش B بعد از اعمال ضرایب بزرگی، شیفت‌های زمانی اعمال شده است به طوری که دو سینرجی سمت راست به بعد از بازه‌ی حرکت (نشان دهنده‌ی تاخیر در ورود سینرجی‌های فازیک) و دو سیگنال سمت چپ به قبل از بازه‌ی حرکتی (نشان دهنده‌ی تقدم در ورود سینرجی‌های فازیک) انتقال یافته است. در بخش C تنها آن بخش‌هایی از الگوها که در بازه‌ی حرکت باقی مانده‌اند با یک‌دیگر جمع شده و مجموع تمامی الگوها در بخش D به عنوان الگوی کلی فعالیت عضله برای یک حرکت دل‌خواه ارائه شده است.



شکل (۸) - نحوه‌ی اعمال ضرایب بزرگی و ضرایب انتقال زمانی در الگوهای سینرجی‌ها و تشکیل الگوهای عضلانی هر عضله

شکل (۹) نحوه‌ی تاثیر تعداد سینرجی‌ها را در بازسازی داده‌ها نمایش می‌دهد که با توجه به معیار VAF در نظر گرفته شده است. ملاحظه می‌شود که با انتخاب چهار سینرجی فازیک و تونیک، ۷۷٪ از تمام داده‌ها بازسازی شده و شیب کم نمودار با تغییر تعداد سینرجی‌ها از ۴ به ۵، باعث بهبود چشم‌گیری در فرایند تخمین فعالیت عضلات نشده است.



شکل (۹) - میزان بازسازی داده‌ها بر اساس معیار VAF بر حسب تعداد سینرجی‌ها که گرفته شده



در معادلات به دست آوردن فعالیت عضلات لحاظ کرده و سینرجی‌های استخراج شده را با حالت بدون در نظر گرفتن قیود پایداری مورد بررسی قرار داد.

۵- سپاس‌گزاری

این پژوهش تحت حمایت علمی و مادی دانشگاه صنعتی شریف انجام شده است.

۶- مراجع

- [1] Parniapour, M., Nordin, M., Skovron, M.L. and Frankel, V.H.. Environmentally induced disorders of the musculoskeletal system. *The Medical Clinics of North America*, 74(2), pp.347-359, 1990.
- [2] O'Sullivan, P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual therapy*, 10(4), pp.242-255, 2005.
- [3] Karayannis, N.V., Jull, G.A. and Hodges, P.W. Movement-based subgrouping in low back pain: synergy and divergence in approaches. *Physiotherapy*, 102(2), pp.159-169, 2016.
- [4] Nachemson, A. Back pain: delimiting the problem in the next millennium. *International journal of law and psychiatry*, 22(5-6), p.473, 1999.
- [5] Cheung, V.C., Turolla, A., Agostini, M., Silvoni, S., Bennis, C., Kasi, P., Paganoni, S., Bonato, P. and Bizzi, E. Muscle synergy patterns as physiological markers of motor cortical damage. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 109(36), pp.14652-14656, 2012.
- [6] Panjabi, M.M.. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5, pp.383-383, 1992.
- [7] Van Vliet, P.M. Heneghan, N.R. Motor control & the management of musculoskeletal dysfunction. *Manual therapy*, 11(3), pp.208-213, 2006.
- [8] Desmurget, M. and Grafton, S., Forward modeling allows feedback control for fast reaching movements. *Trends in cognitive sciences*, 4(11), pp.423-431, 2000.
- [9] d'Avella, A., Fernandez, L., Portone, A. and Lacquaniti, F., Modulation of phasic and tonic muscle synergies with reaching direction and speed. *Journal of neurophysiology*, 100(3), pp.1433-1454, 2008.
- [10] d'Avella, A., Portone, A., Fernandez, L. and Lacquaniti, F., Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations. *Journal of Neuroscience*, 26(30), pp.7791-7810, 2006.
- [11] Tresch, M.C. and Jarc, A., The case for and against muscle synergies. *Current opinion in neurobiology*, 19(6), pp.601-607, 2009.

است. این سینرجی‌ها در محدوده‌ی $\pm 60^\circ$ درجه از خط خمش به سمت راست (180° درجه) در بازسازی حرکات ترکیبی موثر هستند. ملاحظه می‌شود که سینرجی فازیک و تونیک چهارم با سینرجی دوم نسبت به خط مرکز متقارن می‌باشند. سینرجی فازیک و تونیک سوم، بیش‌ترین تاثیر را در خمش به سمت عقب داشته و در حدود $\pm 45^\circ$ از خط مرکزی خمش به عقب در حرکات ترکیبی نقش دارد.

دسته‌بندی عضلات و پیدا کردن هم‌کاری‌های آن‌ها (سینرجی‌ها) این امکان را فراهم می‌کند که به صورت جداگانه به بررسی نقش سرعت در الگوی فعالیت عضلانی پرداخته شود. بر اساس تعاریف، واضح است که افزایش سرعت نباید روی ضرایب بزرگی سینرجی تونیک موثر باشد. اگر چه به صورت قطعی نمی‌توان از نمودار بزرگی سینرجی تونیک نقش سرعت را برداشت نمود، اما با تقریب بسیار خوبی می‌توان به این نتیجه رسید که افزایش سرعت تفاوت معناداری را در این ضرایب ایجاد نکرده است. افزایش سرعت بیش‌ترین تاثیر خود را در ضرایب سینرجی‌های فازیک نشان داده و مشاهده می‌شود که افزایش سرعت باعث افزایش ضرایب سینرجی شده است. هم‌چنین در این مطالعه این قابلیت در نظر گرفته شده است که سیستم عصبی مرکزی بتواند با انتقال الگوهای سینرجی فازیک در طول زمان، بهترین زمان را برای شروع سینرجی فازیک تشخیص داده و یا به عبارتی با توجه به اهمیت نقش سینرجی مشخص در یک جهت خاص، آن سینرجی را به سرعت از حالت عادی فعال کند. با دقت کردن در ضرایب انتقال در طول زمان مشهود است که با افزایش سرعت حرکت، سینرجی‌ها سریع‌تر از حالت عادی فعال شده‌اند. در نهایت با استفاده از سینرجی‌های متغیر با زمان، حرکت ترکیبی 45° درجه خمش به جلو همراه با 30° درجه خمش به چپ به میزان $77/2\%$ بازسازی شده است.

۴- نتیجه‌گیری

در نهایت می‌توان بیان نمود که استفاده از سینرجی‌های عضلانی، دید بسیار مناسبی را از نحوه‌ی هم‌کاری عضلات در ایجاد حرکت فراهم می‌سازد. هر چند وجود خاصیت شیفت زمانی در معادلات مورد استفاده به درک عمل‌کرد اعصاب مرکزی با تغییر سرعت حرکت کمک نموده است اما می‌توان در مطالعات بعدی به بررسی امکان تفسیر الگوهای متغیر با زمان سینرجی بدون وجود شیفت زمانی پرداخت. می‌توان حدس زد که وجود شیفت زمانی در معادلات باعث می‌شود تا با تعداد کم‌تری از سینرجی بتوان مقدار بیش‌تری از داده‌ها را بازسازی نمود. در مطالعات بعدی می‌توان قید حفظ پایداری در کمر را

- Rehabilitation Engineering, 16(1), pp.106-118, 2008.
- [25] Pheasant, S., *Bodyspace: anthropometry, ergonomics and the design of work: anthropometry, ergonomics and the design of work*. CRC Press, 2014.
- [26] Ahmed, I., *An investigative study of the dynamics of human spine* (Doctoral dissertation, Ohio State University), 1993.
- [27] Parnianpour, M., Ahmed, I., Hemami, H., Barin, K. and Crowell, R., *Mathematical formulation of dynamic stability of 3-D spine during point to point movement: The role of co-activation*. In Proc. 12th Triennial Congress Int. Ergonomics Assoc (pp. 179-181), 1994.
- [28] Hemami, H., *Towards a compact and computer-adapted formulation of the dynamics and stability of multi rigid body systems*. J. Autom. Control, 12(1), pp.64-70, 2002.
- [29] Cholewicki, J. and McGill, S.M., *Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain*. Clinical biomechanics, 11(1), pp.1-15, 1996.
- [30] Rashedi, E., Khalaf, K., Nassajian, M.R., Nasserolelami, B. and Parnianpour, M., *How does the central nervous system address the kinetic redundancy in the lumbar spine? Three-dimensional isometric exertions with 18 Hill-model-based muscle fascicles at the L4—L5 level*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 224(3), pp.487-501, 2010.
- [31] Biess, A., Nagurka, M. and Flash, T., *Simulating discrete and rhythmic multi-joint human arm movements by optimization of nonlinear performance indices*. Biological cybernetics, 95(1), pp.31-53, 2006.
- [32] Vakilzadeh, M.K., Sedighi, A., Salarieh, H., Asghari, M. and Parnianpour, M., *A computation tool to simulate trunk motion and predict muscle activation by assigning different weights to physical and physiological criteria*. Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 1(3), pp.231-237, 2011.
- [33] Russell, P., Pearcy, M.J. and Unsworth, A., *Measurement of the range and coupled movements observed in the lumbar spine*. Rheumatology, 32(6), pp.490-497, 1993.
- [34] d'Avella, A., Saltiel, P. and Bizzi, E., *Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior*. Nature neuroscience, 6(3), p.300, 2003.
- [35] Vakilzadeh, M.K., Salarieh, H., Asghari, M. and Parnianpour, M., *Trajectory Planning of Spine Motion During Flexion Using a Stability-Based Optimization*. In ASME 2010 10th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis (pp. 747-755). American Society of Mechanical Engineers, January, 2010.
- [12] Parnianpour, M., *Computational models for trunk trajectory planning and load distribution: a test-bed for studying various clinical adaptation and motor control strategies of low back pain patients*. In Spinal Control (pp. 17-29). Churchill Livingstone, 2013.
- [13] Todorov, E. and Jordan, M.I., *Optimal feedback control as a theory of motor coordination*. Nature neuroscience, 5(11), p.1226, 2002.
- [14] Latash, M.L., *Motor synergies and the equilibrium-point hypothesis*. Motor control, 14(3), pp.294-322, 2010.
- [15] Ting, L.H. and McKay, J.L., *Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement*. Current opinion in neurobiology, 17(6), pp.622-628, 2007.
- [16] d'Avella, A. and Bizzi, E., *Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors*. Proceedings of the National Academy of Sciences, 102(8), pp.3076-3081, 2005.
- [17] Alessandro, C., Delis, I., Nori, F., Panzeri, S. and Berret, B., *Muscle synergies in neuroscience and robotics: from input-space to task-space perspectives*. Frontiers in computational neuroscience, 7, p.43, 2013.
- [18] Tresch, M.C. and Jarc, A., *The case for and against muscle synergies*. Current opinion in neurobiology, 19(6), pp.601-607, 2009.
- [19] Sedaghat-Nejad, E., Mousavi, S.J., Hadizadeh, M., Narimani, R., Khalaf, K., Campbell-Kyureghyan, N. and Parnianpour, M., *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, 2015.
- [20] Kienbacher, T., Fehrmann, E., Habenicht, R., Koller, D., Oeffel, C., Kollmitzer, J., Mair, P. and Ebenbichler, G., *Age and gender related neuromuscular pattern during trunk flexion-extension in chronic low back pain patients*. Journal of neuroengineering and rehabilitation, 13(1), p.16, 2016.
- [21] Moreside, J.M., Quirk, D.A. and Hubley-Kozey, C.L., *Temporal Patterns of the Trunk Muscles Remain Altered in a Low Back-Injured Population Despite Subjective Reports of Recovery*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 95(4), pp.686-698, 2014.
- [22] Chiou, S.Y., Jeevathol, A., Odedra, A. and Strutton, P.H., *Voluntary activation of trunk extensors appears normal in young adults who have recovered from low back pain*. European Journal of Pain, 19(10), pp.1506-1515, 2015.
- [23] Journeay, W.S. and Kumbhare, D., *Trunk Muscle Activation in the Low Back-Injured Population*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 95(5), p.1006, 2014.
- [24] Zeinali-Davarani, S., Hemami, H., Barin, K., Shirazi-Adl, A. and Parnianpour, M., *Dynamic stability of spine using stability-based optimization and muscle spindle reflex*. IEEE Transactions on Neural Systems and