

Employing muscular and stability synergies to perform a desired task

A. H. Eskandari¹, E. SedaghatNejad², J. Mousavi³, M. Asghari⁴, M. Parnianpour^{5*}

¹ Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology
amir.hossein.eskandari@gmail.com

² Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology
sedaghatnejad@mech.sharif.edu

³ Arthritis and Musculoskeletal Research Group, University of Sydney, Sydney, Australia
jmousavi@razi.tums.ac.ir

⁴ Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology
asghari@sharif.edu

⁵ Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology
parnianpour@sharif.edu

Abstract

Selection of muscle activation pattern to reach a specific goal by considering the complexities of neuromuscular system and the way it overcomes these complications, is of researchers' interest in motor control. One proposed solution for resolving these complexities is the concept of simple module (synergies) that the combination of them leads to more complex activities.

In the present work, the existence and arrangement of synergies in the lumbar spine are proved. For this purpose, a model with 18-muscles in level L4-L5 is utilized in the static condition. In order to obtain a muscular and stability synergies, muscle activation, which are obtained by exerting moments in 2D and 3D spaces and angular stiffness to the model, are used.

The results show that six muscular synergies suffice to be able to reach any point in the moment space. Also, three stability synergies can reconstruct a part of joint angular stiffness space. In addition, the obtained muscular synergies are robust against changes in the amplitude of exerted moment. In this study, it is shown that one can generate any task involves producing determined moment and angular stiffness in the joint, by combining muscular and stability synergies together.

Keywords: lumbar, modeling, muscular synergy, joint angular stiffness, non-negative matrix factorization

* Corresponding author

Address: Mohammad Parnianpour, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
Tel: +98 21 66005816
Fax: +98 21 66000021
E-mail: parnianpour@sharif.edu

به کارگیری سینرجی های عضلانی و پایداری برای انجام یک فعالیت دلخواه

امیر حسین اسکندری^۱، احسان صداقت نژاد^۲، سید جواد موسوی^۳، محسن اصغری^۴ و محمد پرنیان پور^{۵*}

^۱ دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه بیومکانیک

amir.hossein.eskandari@gmail.com

^۲ دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه بیومکانیک

sedaghatnejad@mech.sharif.edu

^۳ گروه تحقیقاتی آرتریت و اختلالات اسکلتی عضلانی، دانشگاه سیدنی، سیدنی، استرالیا

jmousavi@razi.tums.ac.ir

^۴ دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، عضو هیئت علمی

asghari@sharif.edu

^۵ دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، عضو هیئت علمی

parnianpour@sharif.edu

چکیده

انتخاب الگوی فعال شدن عضلات برای رسیدن به یک هدف خاص به علت پیچیدگی های سیستم اسکلتی عضلانی و نحوه غلبه سیستم اعصاب مرکزی به این پیچیدگی ها، چندین دهه مورد علاقه محققان در این زمینه بوده است. یکی از پاسخ هایی که در این زمینه مطرح شده است، وجود واحدهای (سینرجی) ساده ایست که از ترکیب آن ها فعالیت های پیچیده صورت می پذیرند. در این تحقیق وجود و همچنین نحوه آرایش این سینرجی ها در ناحیه کمر مورد بررسی قرار گرفته است. برای این منظور از یک مدل ۱۸ عضله ای در سطح L4-L5 به صورت استاتیکی استفاده شده است. از ضرایب فعالیت عضلات حاصل از اعمال گشتاور در فضاهای دو بعدی و سه بعدی و اعمال سفتی زاویه به مدل، برای به دست آوردن سینرجی های عضلانی و پایداری استفاده شده است. نتایج این پژوهش نشان می دهد شش سینرجی عضلانی کافی است تا بتوان به تمامی نقاط فضای گشتاوری دست پیدا کرد. همچنین سه سینرجی پایداری قادر است بخشی از فضای سفتی زاویه ای مفصل را به وجود آورد. همچنین سینرجی های عضلانی به دست آمده نسبت به تغییر دامنه گشتاور اعمالی مقاوم می باشند. در این پژوهش نشان داده شد که می توان از ترکیب سینرجی های عضلانی و سینرجی های پایداری، هر فعالیتی را که شامل تولید گشتاور و سفتی زاویه معین در مفصل باشد، را تولید کرد.

کلیدواژگان: کمر، مدل سازی، سینرجی عضلانی، سفتی زاویه ای مفصل، Non-Negative Matrix Factorization

یکی از عوامل عمده ی ناتوانی در کشورهای در حال توسعه و

۱- مقدمه

توسعه یافتهمی باشد [۱-۴]. در حال حاضر این بیماری تقریباً

کمر درد به عنوان شایع ترین بیماری استخوان و مفاصل

عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه بیومکانیک

تلفن: ۰۲۱۶۶۰۰۵۸۱۶، دورنگار: ۰۲۱۶۶۰۰۰۲۱، پیام نگار: parnianpour@sharif.edu

گذاشتن مج پای قورباغه در نقاط مختلف و اندازه گیری جهت نیروی اعمالی بعد از میکروتحریک یک نقطه یکسان در ستون فقرات به دست می‌آید. این میدان‌های نیرویی می‌تواند به تعداد کمی گروه دسته بندی شود. همچنین مشاهده شد که هر یک از این گروه‌ها در ناحیه حاصل از نخاع فعال می‌شوند. مشاهدات دیگری که از میکروتحریک نخاع قورباغه و موش به دست آمد این بود که میدان‌های نیروی به دست آمده از قانون جمع بردارها تبعیت می‌کنند. Bizzi و همکارانش در سال ۱۹۹۱، Mussa-Ivaldi و همکارانش در سال ۱۹۹۴ و Lemay و همکارانش در سال ۲۰۰۱ نشان دادند که تحریک هم‌زمان دو نقطه منجر به ایجاد یک میدان نیروی جدید می‌شود که از جمع برداری هر میدان به صورت مجزا قابل محاسبه است [۷].

مفهوم سینرجی اولین بار توسط Bernstein (۱۹۶۷) به عنوان یک استراتژی برای گروه بندی متغیرها برای ساده‌سازی کنترل به کار برده شد. در این پژوهش، این پدیده بدین گونه تفسیر می‌شود که سیستم اعصاب مرکزی در فرمان دادن به عضلات جهت انجام تسک‌های مختلف، به جای فرمان جداگانه به تک تک عضلات از تعداد محدودی سیگنال‌های پایه استفاده می‌کند که تحت عنوان سینرجی‌های عضلانی شناسایی می‌شوند. ترکیب این سیگنال‌ها با وزن‌های مختلف می‌تواند الگوهای مختلف فعال‌سازی عضلات را ایجاد کند. در نتیجه طبق این فرضیه تولید حرکت از طریق سینرجی‌ها درجات آزادی مسئله را کاهش می‌دهد.

همچنین مطالعات دیگری بر روی پای عقب گربه نشان داد که سینرجی‌های عضلانی می‌تواند به عنوان یک استراتژی سیستم اعصاب مرکزی برای غلبه بر پیچیدگی‌های سیستم اسکلتی عضلانی وجود داشته باشد [۸، ۹].

در این مطالعات از روش Non-Negative Matrix Factorization [۷، ۸، ۹] برای به دست آوردن سینرجی‌های عضلانی استفاده شد و نشان داد که هر سینرجی عضلانی به این روش سینرجی‌های عضلانی را در طول زمان ثابت فرض کرده و هر عضله می‌تواند در بیش از یک سینرجی فعال

۱۴ میلیون ایرانی را دچار ناتوانی در سطوح مختلف ساخته است [۵، ۶]. بررسی‌های انجام شده در ایران در مورد دردهای اسکلتی عضلانی در مناطق روستایی و شهری نشان می‌دهد که این دردها از سال ۱۹۹۳ تا ۲۰۰۶، ۲۳/۷٪ رشد داشته و با ۴۱/۹٪ به عنوان شایع‌ترین درد اسکلتی عضلانی در کشور شناخته می‌شود [۵].

افزایش روز افزون ناراحتی و درد در ناحیه کمر، محققان را بر آن داشته تا تلاش‌های خود را در زمینه‌های گوناگون مربوط به این بخش از بدن - شامل تخمین نیروها وارده به دیسک و مهره و کاهش ریسک‌های آسیب و همچنین یافتن نحوه عملکرد عضلات در این ناحیه از بدن افزایش دهند.

سیستم عصبی ستون فقرات یک بازه حرکتی وسیع را به صورت موثر و انعطاف پذیر فراهم می‌کند. حتی ساده‌ترین حرکاتی که توسط ستون فقرات انجام می‌شود، پیچیدگی‌های بسیار زیادی در خود دارد. استراتژی که سیستم اعصاب مرکزی برای غلبه بر این پیچیدگی‌ها به کار می‌گیرد یکی از زمینه‌های علاقه‌ی فیزیولوژیست‌ها برای چندین دهه بوده است. آزمایش‌ها پیشنهاد می‌کند که موتور سیستم در نخاع از تعداد کم و مشخصی واحد یا ماژول تشکیل شده است. این واحدهای توانمند با یکدیگر ترکیب شده و بازه‌ی وسیعی از حرکات را تولید کنند، در عین حال نحوه‌ی به کار گیری این واحدها بسیار ساده است.

بیزی (Bizzi) و همکاران سال‌ها در پی پاسخ به این سوال که آیا واحدهای ساده‌ای وجود دارند که با استفاده از آن‌ها بتوان به طیف گسترده‌ای از حرکات دست پیدا کرد، تحقیقات گسترده‌ای را بر روی ستون فقرات موش و قورباغه انجام دادند.

آزمایشاتی که با استفاده از میکروتحریک ستون فقرات قورباغه انجام شده است، نشان می‌دهد که موتور سیستم در داخل نخاع قورباغه از واحدهای مجزایی تشکیل شده است. در این آزمایش‌ها میدان نیروی حاصل از میکروتحریک ستون فقرات اندازه گیری شد. میدان نیرو، نگاشتی است که از جهتی از نیرو در نقطه انتهایی پا برای عکس‌العمل در مقابل اغتشاش وارده اشاره دارد.

۲- روش‌ها

یک مدل ۱۸ عضله‌ای در سطح L4-L5 در حالت استاتیک در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت. در این مدل گشتاور و سفتی زاویه‌ای دلخواه به مدل اعمال می‌شود و سپس با حل یک مسأله دینامیک معکوس ضرایب فعالیت عضلات برای خنثی کردن این گشتاور و سفتی زاویه‌ای به دست می‌آید. در مرحله بعد از ضرایب فعالیت عضلانی به دست آمده برای به دست آوردن سینرژی های عضلانی استفاده می‌شود. روش مورد استفاده در این مطالعه برای به دست آوردن سینرژی های عضلانی روش Non Negative Matrix Factorization می‌باشد که در بسیاری از مطالعات مورد استفاده قرار گرفته است.

شود. از آنجایی که ضرایب فعال سازی عضلات کمیتی مثبت بوده و بین صفر تا یک تغییر می‌کنند، این روش هم‌خوانی بیشتری نسبت به روش‌های دیگر همچون PCA با فعالیت‌های انجام شده در این پژوهش دارد.

در این مطالعه سینرژی های عضلانی و پایداری، نحوه آرایش عضلات در سینرژی ها در سطح L4-L5 ناحیه کمری مورد بررسی قرار گرفته است. اثر توسعه فضای گشتاورهای اعمالی از دو بعد به سه بعد و همچنین تغییر دامنه گشتاورهای اعمالی در مقاوم بودن سینرژی های عضلانی بررسی می‌شود. و در نهایت دقت و چگونگی استفاده از سینرژی های به دست آمده برای انجام فعالیت دلخواه بررسی می‌شود.

(مقایسه گشتاور تخمین زده شده با گشتاور واقعی 1 جدول)

RA: Rectus Abdominus, EO: External Oblique, IO: Internal Oblique, LT: LongissimusThoracis, IL: IliocostalisLumborum, LD: LatissimusDorsi.

شماره	نام عضله	ابتدا			انتهای			طول (m)	سطح مقطع (m ²)
		z (m)	y (m)	x (m)	z (m)	y (m)	x (m)		
۱	RA-R	0.03	-0.124	0.09	0.07	0.176	0.096	0.3	0.001
۲	EO1-R	0.13	0.012	0.034	0.125	0.126	-0.034	0.168	0.001
۳	EO2-R	0	-0.124	0.096	0.105	0.141	0.031	0.183	0.0009
۴	IO1-R	0.125	0.041	-0.004	0.07	0.116	0.056	0.132	0.0009
۵	IO2-R	0.12	-0.014	0.066	0	0.206	0.096	0.115	0.0008
۶	IL-R	0.068	-0.008	-0.08	0.084	0.216	-0.078	0.181	0.0011
۷	LT-R	-0.009	-0.08	-0.08	0.05	0.266	-0.074	0.171	0.00168
۸	LD1-R	0.06	0.041	-0.046	0.12	0.296	-0.004	0.252	0.0002
۹	LD2-R	0.03	0.018	-0.058	0.12	0.296	-0.004	0.235	0.0002
۱۰	RA-L	-0.03	-0.124	0.09	-0.07	0.176	0.096	0.3	0.001
۱۱	EO1-L	-0.13	0.012	0.034	-0.125	0.126	-0.034	0.168	0.001
۱۲	EO2-L	0	-0.124	0.096	-0.105	0.141	0.031	0.183	0.0009
۱۳	IO1-L	-0.125	0.041	-0.004	-0.07	0.116	0.056	0.132	0.0009
۱۴	IO2-L	-0.12	-0.014	0.066	0	0.206	0.096	0.115	0.0008
۱۵	IL-L	-0.068	-0.008	-0.08	-0.084	0.216	-0.078	0.181	0.0011
۱۶	LT-L	-0.009	-0.08	-0.08	-0.05	0.266	-0.074	0.171	0.00168
۱۷	LD1-L	-0.06	0.041	-0.046	-0.12	0.296	-0.004	0.252	0.0002
۱۸	LD2-L	-0.03	0.018	-0.058	-0.12	0.296	-0.004	0.235	0.0002

ورودی این مدل گشتاور خارجی عضلات بوده و خروجی آن میزان فعالیت هر یک از عضلات می‌باشد. با توجه به بیشتر بودن تعداد مجهولات از تعداد معادلات الگوریتم بهینه سازی زیر مورد استفاده قرار گرفته است.

$$f(\alpha) = \min \left(\sum_{i=1}^{18} \alpha_i^3 \right) \quad (7)$$

۲-۲- معادلات پایداری

در حالت کلی سختی زاویه‌ای به صورت زیر نشان داده می‌شود:

$$\mathbf{K} = \begin{bmatrix} \frac{\partial M_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial M_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial M_1}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial M_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial M_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial M_2}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial M_3}{\partial \theta_1} & \frac{\partial M_3}{\partial \theta_2} & \frac{\partial M_3}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (8)$$

\mathbf{K} ماتریس سختی سیستم اسکلتی عضلانی سه درجه آزادی است که در آن $K_{ij} = \partial M_i / \partial \theta_j$ و M_i به ترتیب گشتاور و زاویه مفصل است. فرض شده که $d_{m \times 3}$ ماتریس بازوی گشتاورها است که به صورت زیر نشان داده می‌شود:

$$\mathbf{d} = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_1}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial l_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_2}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial l_3}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_3}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_3}{\partial \theta_3} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial l_m}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_m}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_m}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (9)$$

که در آن $d_{ij} = \partial l_i / \partial \theta_j$ ، l_i و θ_j به ترتیب طول عضله و زاویه مفصلی متناظر است. بر طبق معادله برگمارک^۱، $k_{mm} = q(f_m/l_m)$ سختی اسکالر خطی برای عضله m ام است. فرض می‌شود که q یک مقدار ثابت است و مقدار آن در این پژوهش ۸ فرض شده است.

$$(k_{mm} = \partial F_m / \partial l_m)$$

\mathbf{K} را می‌توان به صورت رابطه (۱۰) نوشت:

$$\mathbf{K} = \mathbf{d}^T \mathbf{k} \mathbf{d} \quad (10)$$

۲-۱- مدل

مدلی از کمر با ۱۸ عضله در سطح L4-L5 و به صورت استاتیکی در ادامه ارائه می‌شود. این مدل مبنای به دست آوردن ضرایب فعالیت عضلات برای محاسبه سینرجی های عضلانی می‌باشد. در این مدل از مدل عضله Hill به گونه‌ای که نیرو در عضلات تنها در راستای عضله تولید می‌شود، استفاده شده است.

جدول ۱ طول، سطح مقطع و همچنین محل ابتدا و انتهای عضلات مدل شده را نشان می‌دهد.

مدل حاضر سعی بر ارضا معادله (۱) دارد.

$$A_{3 \times m} \alpha_{m \times 1} = b_{3 \times 1} \quad (1)$$

که در این معادله α بردار ضرایب فعال سازی هر یک از عضلات بوده و ماتریس های A, b از روابط زیر به دست می‌آیند:

$$A_i = [f_{\max} f(l) f'(l)] (\mathbf{r}^i \times \boldsymbol{\tau}^i) \quad (2)$$

$$, i = 1, 2, \dots, m$$

$$f(l) = 5.1 - 29 \left(\frac{l}{l_0} \right) + 56 \left(\frac{l}{l_0} \right)^2 - 41 \left(\frac{l}{l_0} \right)^3 + 10 \left(\frac{l}{l_0} \right)^4 \quad (3)$$

$$f_{\max} = \sigma_{\max} PCSA \quad (4)$$

$$\mathbf{b} = \mathbf{b}_{\text{external}} - \mathbf{b}_{\text{passive}} \quad (5)$$

$$\mathbf{b}_{\text{passive}} = \sum_{i=1}^m f_{\max} f_p(l) (\mathbf{r}^i \times \boldsymbol{\tau}^i) \quad (6)$$

که در این معادلات:

L	طول عضله [m]
\dot{l}	تغییر طول عضله [m/s]
$PCSA_i$	سطح مقطع فیزیولوژیک عضله [m ²]
$\mathbf{r}^i = (r_x^i, r_y^i, r_z^i)$	بازوی گشتاور [m]
$\boldsymbol{\tau}^i = \mathbf{F}^i / F^i = (\tau_x^i, \tau_y^i, \tau_z^i)$	بردار واحد نیروی عضله
α_i	ضریب فعالیت عضله
$\mathbf{b}_{\text{external}}$	بردار گشتاور خارجی

¹ Bergmark's Equation

شدند. به عبارت دیگر اطلاعات مربوط به ضرایب فعالیت عضلات نیز نرمال شده‌اند.

سطرهای این ماتریس معادل فعالیت‌های انجام شده می‌باشد که مثلاً برای بررسی سینرژی‌های عضلانی در حالت دو بعدی از ۲۴ فعالیت در جهات مختلف در صفحه ترانسورس استفاده شده است.

$$\text{InputMatrix} = \left[A_{n,18} \mid T_{n,6} \right]$$

$$A_{n,18} = \begin{pmatrix} \alpha_{1,1} & \alpha_{1,2} & \dots & \alpha_{1,18} \\ \alpha_{2,1} & \alpha_{2,2} & \dots & \alpha_{2,18} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \alpha_{n,1} & \alpha_{n,1} & \dots & \alpha_{n,18} \end{pmatrix} \left. \vphantom{A_{n,18}} \right\} \text{Number of Tasks}$$

$$T_{n,6} = \begin{pmatrix} T_{1,X} + T_{1,Y} + T_{1,Z} & T_{1,X} - T_{1,Y} - T_{1,Z} & \dots & \dots & \dots & \dots \\ T_{2,X} + T_{2,Y} + T_{2,Z} & T_{2,X} - T_{2,Y} - T_{2,Z} & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \vdots & \vdots & \dots & \dots & \dots & \vdots \\ T_{n,X} + T_{n,Y} + T_{n,Z} & T_{n,X} - T_{n,Y} - T_{n,Z} & \dots & \dots & \dots & \dots \end{pmatrix} \quad (12)$$

از طرف دیگر خروجی‌های این الگوریتم شامل دو ماتریس است. یکی ماتریس سینرژی‌های عضلانی و دیگری ماتریس ضرایب فعال سازی هر سینرژی به گونه‌ای که از ضرب این دو ماتریس ورودی ساخته می‌شود. رابطه (۱۳) شکل این دو ماتریس را نشان می‌دهد.

$$A_{n,18} \mid T_{n,6} = \left[C_{n,NOS} \right] \times \begin{bmatrix} W_{NOS,18}^{\text{Muscle Syn.}} & W_{NOS,6}^{\text{Torque Syn.}} \end{bmatrix} \quad (13)$$

NOS=Num. of Synergies

از رابطه (۱۳) می‌توان به این نتیجه رسید که ضرایب فعالیت عضلات پس از اعمال هر گشتاور ورودی می‌تواند از مجموع حاصل ضرب ضرایب فعال سازی هر سینرژی در فعالیت عضلات در همان سینرژی به دست آید (رابطه (۱۴)).

$$X_{1:18,1} \cong \sum_{i=1}^{NOS} C_i \times W_{1:18,i} \quad (14)$$

در این پژوهش سینرژی‌ها برای دو حالت گشتاور ورودی صفحه‌ای و گشتاور ورودی سه بعدی به دست آمده‌اند و همچنین اثر افزایش شدت گشتاور اعمالی نیز بررسی گردیده است.

به عنوان یک حالت ساده شده فرض می‌شود که المان‌های قطری K ، المان‌های کنترل شده سختی باشد که با δ به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\delta_i = \sum_{j=1}^m d_{ji}^2 \cdot k_{jj} \quad (11)$$

با اضافه کردن معادلات پایداری فرم کلی معادله‌ی تعادل و پایداری به صورت زیر در می‌آید:

$$\begin{bmatrix} A_{3 \times m} \\ B_{3 \times m} \end{bmatrix} \alpha_{m \times 1} = \begin{bmatrix} b_{3 \times 1} \\ \delta_{3 \times 1} \end{bmatrix} \quad (12)$$

۲-۳- استخراج سینرژی‌های عضلانی

در این مطالعه برای به دست آوردن سینرژی‌های عضلانی از الگوریتم Non Negative Matirx Factorization استفاده گردیده است [۱۰، ۱۱]. فرضیات اساسی در این الگوریتم عبارتند از:

۱. داده‌های ورودی به این الگوریتم همگی مثبت هستند. این فرض با ضرایب فعالیت عضلات که همگی مقادیر مثبتی هستند تطابق دارد.
۲. هر عضله می‌تواند به بیش از یک سینرژی تعلق داشته و به عبارت دیگر هر عضله می‌تواند در چند سینرژی با مقادیر متفاوت ظاهر شود.
۳. سطح فعالیت عضلات در هر سینرژی ثابت بوده و تغییر نمی‌کند.

رابطه‌ی (۱۲) شکل ماتریس ورودی به الگوریتم را نشان می‌دهد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود ۱۸ ستون اول مربوط به ضرایب فعالیت عضلات درگیر به ازای یک فعالیت خاص بوده و ۶ ستون بعد، گشتاور ورودی معادل آن فعالیت می‌باشد که به علت شرط مثبت بودن ورودی‌های الگوریتم محاسبه سینرژی، سه ستون آن برای جهت‌های مثبت و سه ستون برای جهات منفی در نظر گرفته شده است.

از آنجایی که ضرایب فعالیت عضلات مقادیری بین ۰ تا ۱ می‌باشند، ۶ ستون آخر ماتریس ورودی به الگوریتم محاسبه سینرژی نیز به مقادیر ماکزیمم خود در هر جهت تقسیم

$$InputMatrix = \left[A_{n,18} \mid \Delta_{n,6} \right]$$

$$A_{n,18} = \left(\begin{array}{ccc} \alpha_{1,1} & \alpha_{1,2} & \dots & \alpha_{1,18} \\ \alpha_{2,1} & \alpha_{2,2} & \dots & \alpha_{2,18} \\ \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \alpha_{n,1} & \alpha_{n,1} & \dots & \alpha_{n,18} \end{array} \right) \left. \begin{array}{l} \\ \\ \\ \end{array} \right\} \text{Number of Tasks}$$

$$\Delta_{n,6} = \left(\begin{array}{ccc} \delta_{1,1} & \delta_{1,2} & \delta_{1,3} \\ \delta_{x,max} & \delta_{y,max} & \delta_{z,max} \\ \delta_{2,1} & \delta_{2,2} & \delta_{2,3} \\ \delta_{x,max} & \delta_{y,max} & \delta_{z,max} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \delta_{n,1} & \delta_{n,2} & \delta_{n,3} \\ \delta_{x,max} & \delta_{y,max} & \delta_{z,max} \end{array} \right) \left. \begin{array}{l} \\ \\ \\ \end{array} \right\} \text{Num. of Tasks} \quad (15)$$

۲-۵ نحوه محاسبه تعداد سینرجی های لازم

برای تعیین تعداد سینرجی های لازم معیاری تحت عنوان VAF (Variability Accounted For) مطابق با رابطه (۱۶) تعریف می‌گردد. تعداد سینرجی هایی می‌توانند داده‌های ورودی را با دقت خوبی بازسازی کند که معیار VAF کلی را بالای ۹۵ درصد نگه داشته باشد. البته این معیار برای جهات مختلف نیز در بخش نتایج آورده شده است. از آنجایی که ماتریس ورودی شامل ماتریس ضرایب فعالیت عضلات و همچنین گشتاورهای خارجی معادل می‌باشد، این معیار تنها برای بخش ضرایب فعالیت عضلات محاسبه گردیده است تا تنها مقدار بازسازی این داده‌ها را نشان دهند.

رابطه (۱۱) نحوه محاسبه این معیار را نشان می‌دهد.

$$VAF = 1 - \frac{\sum (x_i - \bar{x}_i)^2}{\sum x_i^2} \quad (16)$$

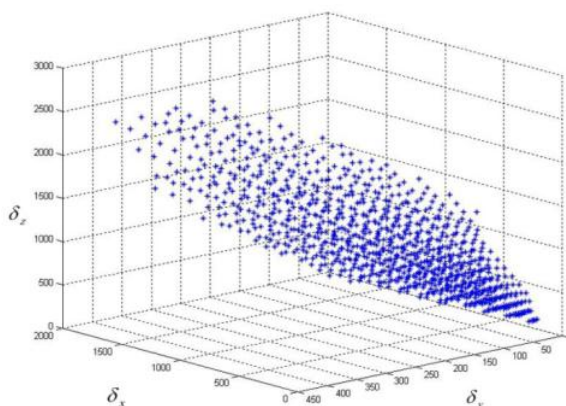
که در رابطه بالا x_i, \bar{x}_i به ترتیب مقدار تخمین زده شده و مقدار اصلی می‌باشند.

۳-نتایج

در این پژوهش سینرجی های عضلانی برای دو حالت مختلف بررسی گردیده است. در حالت اول تنها بردارهای گشتاوری در صفحه ترنسورس قرار دارند یعنی تنها گشتاورهایی که حرکتی در جهات Flexion, Extension و Lateral Bending تولید می‌کنند. در حالت بعد علاوه بر

۲-۴- استخراج سینرجی های پایداری

با نگاهی به رابطه‌ی (۱۱) می‌بینیم که تمامی المان‌های ماتریس B مقادیر مثبتی می‌باشند. از آنجا که ضرایب فعالیت عضلات نیز مثبت هستند امکان رسیدن به هر مقدار سفتی زاویه‌ای وجود ندارد. شکل انقطای از فضای سفتی زاویه‌ای که قابل دست‌یابی است را نشان می‌دهد. برای به دست آوردن این نقاط، مقادیر گشتاور در معادله‌ی ۱۲، صفر در نظر گرفته شده است.



شکل ۱- فضای سفتی زاویه‌ای مفصلی قابل دست‌یابی

بخشی از این نقاط را به عنوان ورودی الگوریتم محاسبه‌ی سینرجی استفاده می‌کنیم. اعمال گشتاور صفر در حین محاسبه نقاط قابل دست‌یابی به این دلیل است که می‌خواهیم سینرجی های پایداری مستقل از سینرجی های گشتاوری عمل کرده و هیچ گشتاوری را در جهات مختلف تولید نکنند. ورودی الگوریتم محاسبه‌ی سینرجی های پایداری به صورت زیر است:

شکل ۳- معیار VAF در جهات مختلف

شکل ۱۰ سینرجی های عضلانی به دست آمده را نشان می دهد.

ملاحظه می شود که اکثر عضلات در بیش از یک سینرجی فعال می شوند ولی هر عضله تنها در یک سینرجی غالب بوده و فعالیت بیشتری را نشان می دهد.

شکل ۱۱ به سینرجی های گشتاوری استخراج شده اشاره دارد. هر یک از این سینرجی های گشتاوری با یک سینرجی عضلانی تطابق دارد. برای مثال سینرجی عضلانی W1 معادل سینرجی گشتاوری شماره ۱ است که به جهت Z+ اشاره دارد. به عبارت دیگر می توان گفت سینرجی شماره یک گشتاوری در جهت Z+ را خنثی می کند.

شکل ۱۲ ضرایب فعال سازی هر سینرجی را نشان می دهد. همان طور که از این شکل مشاهده می شود هر یک از سینرجی ها در زوایای خاصی فعال می شوند. برای مثال عضله Rectus Abdominus که در ناحیه شکمی قرار دارد و وظیفه فلکشن کمر را بر عهده دارد در سینرجی شماره ۱ بیشترین فعالیت را از خود نشان می دهد. نمودار ضریب فعال سازی سینرجی شماره ۱ نیز این مطلب را تایید می کند.

شکل ۱۳ الگوی فعال شدن عضلات در سینرجی ها را به گونه ای واضح تر نشان می دهد.

از لحاظ نیرویی با توجه به اینکه اکثر عضلات در راستای ستون فقرات قرار دارند، انتظار می رود که نیروی تولید شده توسط هر سینرجی مؤلفه بزرگتری در راستای Y داشته باشند. شکل ۱۴ نیروهای تولید شده را به گونه ای که سینرجی های گشتاوری ارائه شدند، نشان می دهد. برای محاسبه نیروهای مفصلی که هر سینرجی تولید می کند، فرض شده که هر سینرجی تا بیشترین مقدار خود فعال شده به گونه ای که حتماً یک عضله در آن سینرجی به مقدار بیشینه خود یعنی یک رسیده است.

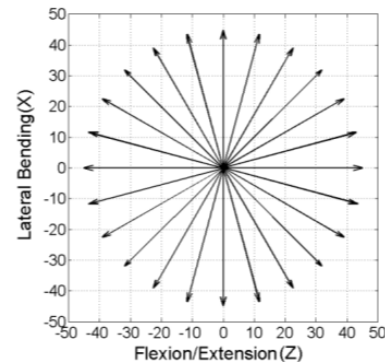
گشتاورهای قبل، گشتاورهایی در جهت چرخش حول ستون فقرات نیز اعمال شده و سینرجی های عضلانی در این حالت نیز مورد بررسی قرار می گیرند.

همچنین در نهایت سینرجی های پایداری مورد بررسی قرار گرفته و ترکیب این دو نوع سینرجی برای انجام یک فعالیت دلخواه مورد بررسی قرار می گیرد.

۳-۱- بررسی سینرجی های عضلانی در حالت دو

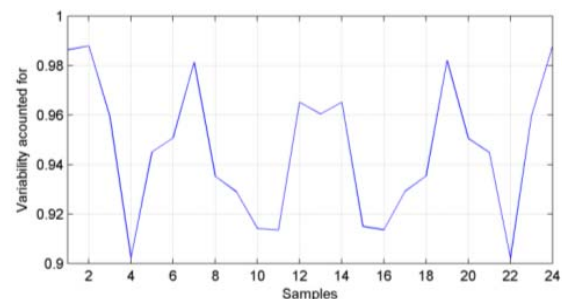
بعدی

در حالت دو بعدی مطابق شکل ۲ گشتاورهای ۵۰ نیوتن متری در صفحه X-Z اعمال گردیده اند (در جهات Flexion, Extension, Lateral Bending). این حالت شامل ۲۴ گشتاور است که با یکدیگر زاویه ۱۵ درجه دارند.



شکل ۲- گشتاورهای ورودی برای به دست آوردن سینرجی های عضلانی در حالت دو بعدی

مقدار معیار VAF Total در این بررسی ۹۶٪ بوده و همان طور که از شکل ۳ مشخص است این معیار در جهات مختلف نیز مقدار مطلوبی (بالای ۹۰ درصد) را نشان می دهد.



شکل ۱۷ و شکل ۱۸ به ترتیب شماتیکی از نحوه فعال شدن عضلات و همچنین نیروهای تولید شده توسط هر سینرجی را نشان می‌دهد. مطابق با شکل بیشترین نیروی فشاری مربوط به سینرجی شماره ۲ و بیشترین نیروی برشی مربوط به سینرجی های شماره ۵ و ۶ می باشد.

۳-۳-۳ اثر تغییر مقدار گشتاور در سینرجی های

عضلانی

برای به دست آوردن سینرجی ها در قسمت های قبل از گشتاور ۵۰ نیوتن متری در جهات مختلف استفاده کردیم. در این بخش اثر تغییر مقدار گشتاور همزمان با تغییر زاویه گشتاور را بررسی می‌کنیم.

برای این منظور در حالت دو بعدی مقدار گشتاور را بین ۲۰ تا ۱۰۰ نیوتن متر با گام ۲۰ نیوتن متر تغییر می‌دهیم. بنابراین تعداد ردیف‌ها در ماتریس ورودی الگوریتم محاسبه سینرجی ها به ۵ برابر مقدار قبلی افزایش می‌یابد.

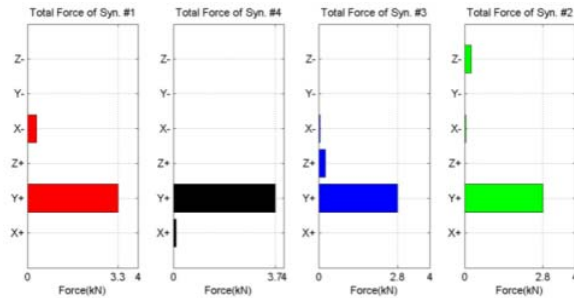
شکل ۱۸ و Error! Reference source not found. سینرجی های عضلانی تولید شده و ضرایب فعال سازی هر یک از سینرجی ها را نشان می‌دهد.

۳-۳-۴ سینرجی های پایداری

مطابق با Error! Reference source not found. تعداد ۳ سینرجی پایداری می‌تواند اطلاعات مربوط به ضرایب فعالیت عضلات را بازسازی کند. معیار VAF Total در این حالت بالای ۹۶ می‌باشد.

همان‌طور که مشاهده می‌شود هر سینرجی پایداری به ترکیبی از مؤلفه های سفتی زاویه‌ای اشاره دارد. اما با وجود این در هر سینرجی یک مؤلفه، غالب می‌باشد.

انتظار داشتیم گشتاور تولید شده توسط سینرجی های پایداری کم باشد. شکل ۱۵ این مطلب را تایید می‌کند.



شکل ۴ - نیروهای تولید شده توسط هر سینرجی در شبیه سازی صفحه X-Z برای ۲۴ مورد زاویه گشتاور

۳-۲-۲ بررسی سینرجی های عضلانی در حالت سه

بعدی

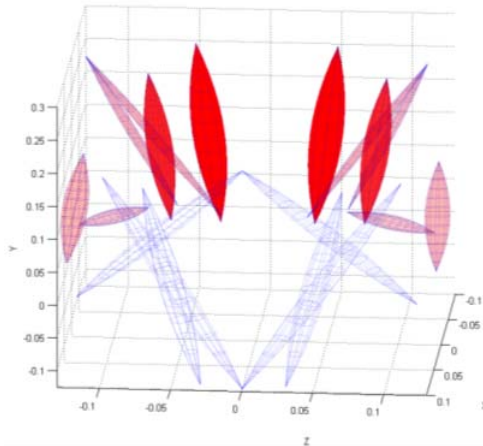
گشتاورها در حالت سه بعدی، ۲۶۶ گشتاور را شامل می‌شود. برای ساخت این گشتاورها، متغیرهای (به ترتیب زوایای Azimuth و Elevation) با گام ۱۵ درجه در فضای گشتاوری تغییر کرده‌اند تا بتوانند تمام این فضا را پوشش دهند.

مقدار معیار VAF Total در این بررسی ۹۷ می‌باشد. با وجود اینکه مقدار این معیار بالای ۹۵ درصد بوده و مطلوب می‌باشد، مقدار این معیار برای جهت‌های مختلف مقدار بالای ۷۱ درصد را نشان می‌دهد.

انتخاب ۶ سینرجی با توجه به ماهیت گشتاورهای ورودی به مدل مناسب می‌باشد. تعداد ۵ سینرجی نیز معیار VAT Total را بالای ۹۵ نگه می‌دارد اما مقدار این معیار در جهت‌های گوناگون به شدت افت می‌کند.

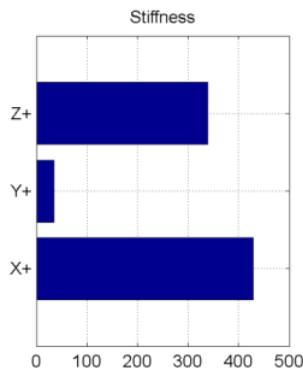
سینرجی های تولید شده در این حالت نیز مانند حالت قبلی اما با دقت کمتر در راستاهای اصلی قرار می‌گیرند (شکل ۱۴ و شکل ۱۵).

شکل ۱۶ ضرایب C برای حالت سه بعدی به گونه‌ای متفاوت نشان داده شده است. همان‌طور که از این شکل مشاهده می‌شود ضرایب به شکل یک کره درآمده‌اند. آنچه این کره‌ها را از یکدیگر متمایز می‌کند ناحیه ایست که هر یک در آن قرار دارند. برای مثال سینرجی اول تنها در ناحیه منفی محور Y محدود شده است و سینرجی دوم در ناحیه مثبت محور Y.



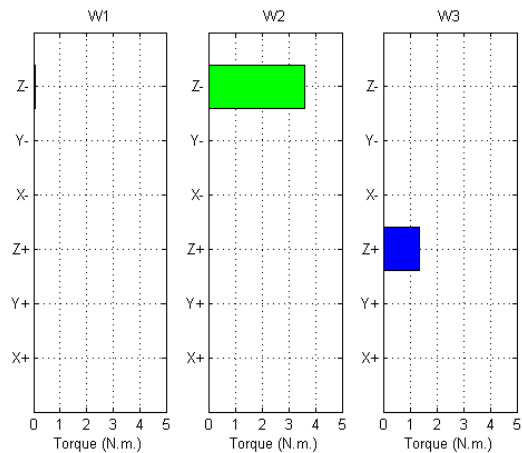
شکل ۶- الگوی فعالیت عضلات برای تولید گشتاور ۱۰۰ نیوتن متری

سپس سفتی عضلانی که این الگوی فعالیت عضلانی تولید می‌کند را محاسبه می‌کنیم. شکل ۷ سفتی زاویه‌ای محاسبه شده را نشان می‌دهد.



شکل ۷- سفتی زاویه‌ای محاسبه شده حاصل از الگوی فعالیت عضلات

همان‌طور که ملاحظه می‌شود سفتی عضلانی به دست آمده از مقدار مطلوب کمتر است در نتیجه پس از محاسبه سفتی زاویه‌ای، مقدار دلخواه را از مقدار به دست آمده کم می‌کنیم و با حل یک مسأله بهینه سازی دیگر ضرایب فعال سازی سینرژی های پایداری را به دست می‌آوریم.



شکل ۸- گشتاور تولید شده توسط سینرژی های پایداری

۳-۵- انجام یک فعالیت دلخواه با استفاده از

سینرژی های عضلانی و سینرژی های پایداری

روند انجام یک فعالیت دلخواه با استفاده از سینرژی های عضلانی و پایداری در Error! Reference source not found. نشان داده شده است. با توجه به روند ذکر شده، در این بخش می‌خواهیم با ارائه‌ی یک مثال نحوه‌ی استفاده از سینرژی های عضلانی و پایداری را برای انجام یک فعالیت خاص نشان دهیم. فرض کنید که فعالیت دلخواه به صورت زیر بیان شده باشد:

$$T_{Desire} = [0, 0, -100] \quad N.m$$

$$\delta_{Desire} = [1000, 200, 1000] \quad N.m / rad$$

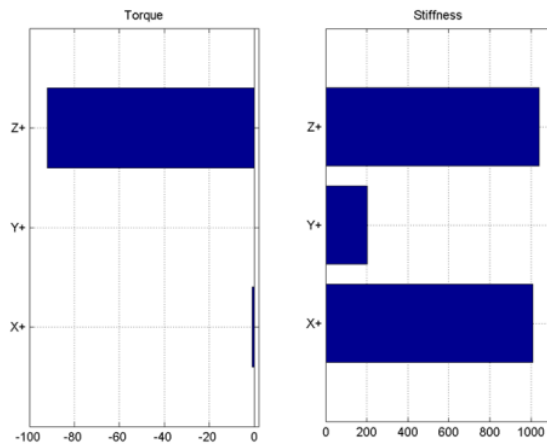
با حل یک مسأله بهینه سازی، ضرایب فعال‌سازی سینرژی

ها به ترتیب زیر به دست می‌آیند:

$$\min \left\{ \text{norm} \left(\begin{bmatrix} W_{Torque} \end{bmatrix}_{6 \times 6} \begin{bmatrix} C^{Torque} \end{bmatrix}_{6 \times 1} - \begin{bmatrix} T_{Desire} \end{bmatrix}_{6 \times 1} \right) \right\}$$

$$C^{Torque} = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0.81]$$

از ضرب این ضرایب فعال سازی در سینرژی های عضلانی، ضرایب فعالیت عضلات به شکل زیر به دست می‌آیند (شکل ۶).



شکل ۹-گشتاور و سفتی زاویه‌ای حاصل از الگوی نهایی فعالیت عضلات برای انجام یک فعالیت دلخواه

۴-نتیجه گیری

نحوی غلبه‌ی سیستم اعصاب مرکزی بر پیچیدگی‌های اسکلتی عضلانی ناحیه کمری، مبنایی برای این مطالعه قرار گرفت [۱۲]. نتایج مطالعات مختلف (۱۳)، [۱۴]، [۱۵] حاکی از توانایی تئوری سینرجی‌های عضلانی برای پاسخ به این سوال می‌باشد.

از آنجایی که اندازه‌گیری فعالیت‌های عضلانی در محیط آزمایشگاهی با خطاهای زیادی مواجه بوده و محدودیت‌های خاص خود را دارد، در این مطالعه از یک مدل ۱۸ عضله در سطح L4-L5 و به صورت استاتیک با مدل عضله‌ی Hill استفاده گردید.

برای به دست آوردن سینرجی‌های عضلانی و سینرجی‌های پایداری، ماتریسی شامل ضرایب فعالیت عضلات در هر فعالیت و گشتاور یا سفتی عضلانی معادل به عنوان ماتریس ورودی به الگوریتم محاسبه‌ی سینرجی تشکیل شد. الگوریتم محاسبه‌ی سینرجی این ماتریس را به دو ماتریس سینرجی‌های عضلانی یا پایداری و ضرایب فعال سازی هر یک از این سینرجی‌ها تقسیم می‌کند. از آنجایی که اطلاعات مربوط به ضرایب فعالیت عضلات و گشتاور و یا سفتی زاویه در کنار هم به عنوان ورودی الگوریتم محاسبه‌ی سینرجی داده شده‌اند، سینرجی‌های عضلانی و گشتاوری و همچنین سینرجی‌های پایداری و سفتی عضلانی، ضرایب فعال سازی یکسانی خواهند داشت.

$$\delta_{Difference} = \delta_{Desire} - \delta_{Torque}$$

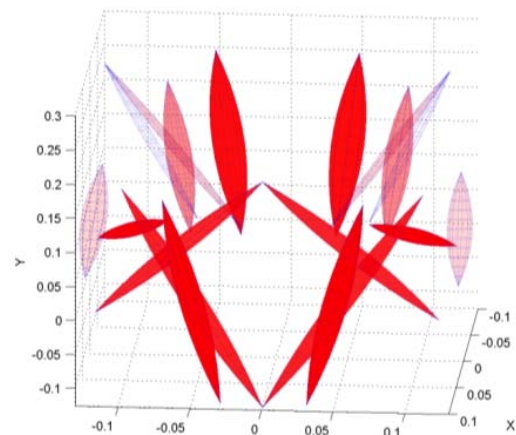
$$\min \left\{ \text{norm} \left([W_{\delta}]_{3 \times 3} [C]_{3 \times 3} - [\delta_{Difference}] \right) \right\}, \text{ such that } \{ [W_{\delta}]_{3 \times 3} [C]_{3 \times 3} > [\delta_{Difference}] \}$$

همان‌طور که از رابطه‌ی بالا ملاحظه می‌شود از آنجایی که رسیدن به هر مقدار سفتی زاویه‌ای امکان پذیر نیست، بهینه‌سازی به گونه‌ای انجام می‌شود که سفتی زاویه‌ای که به دست می‌آید مساوی یا بزرگ‌تر از مقدار مطلوب باشد.

مقادیر ضرایب فعال سازی به صورت زیر به دست می‌آیند:

$$C_{Stiffness} = [0.9536 \quad 0.849 \quad 0.0383]$$

از ضرب این ضرایب در سینرجی‌های پایداری مقدار ضریب فعالیت عضلانی که باید به مقدار قبل اضافه شود محاسبه می‌شود.



شکل ۸-الگوی فعالیت عضلانی برای سفتی عضلانی بیشتر

از جمع دو الگوی فعالیت عضلانی به صورت زیر، الگوی نهایی فعالیت عضلانی به دست می‌آید. گشتاور و سفتی زاویه‌ای حاصل از الگوی نهایی شکل ۹ نشان داده شده است.

ضرایب فعال سازی در این حالت از دایره به کره تغییر شکل پیدا می‌کنند.

اگر بخواهیم ضرایب فعال سازی سینرجی هایی را به دست بیاوریم که معادل یک گشتاور خاص در فضای سه بعدی گشتاورهاست، باید خطی را از مرکز مختصات در جهت گشتاور اعمالی در هر یک از ضرایب فعال سازی سینرجی ها رسم کنیم تا هر کره را در یک نقطه قطع کند. طول خط حاصل ضرایب فعال سازی این سینرجی ها را نشان می‌دهد.

مطابق شکل ۴ و شکل هر یک از سینرجی ها نیروهایی را در مفصل L4-L5 تولید می‌کنند که مؤلفه فشاری آن به مراتب بزرگ‌تر از مؤلفه برشی می‌باشد. این مطلب از آن جهت مورد اهمیت قرار می‌گیرد که دیسک بین مهره‌ای توانایی تحمل نیروهای فشاری را به مراتب بیشتر از نیروهای برشی دارد و از طرف دیگر تولید نیروهای برشی بزرگ بحث پایداری در ستون فقرات را به مخاطره می‌اندازند. از این رو تولید نیروهای برشی کوچک سینرجی های به دست آمده را منطبق با واقعیت نشان می‌دهد. از میان سینرجی های به دست آمده سینرجی هایی که به جهات $\pm Y$ اشاره دارند بیشترین نیروی برشی را در میان سینرجی های دیگر نشان می‌دهد. این مطلب با الگوی عضلات فعال شده در این سینرجی کاملاً مطابقت دارد زیرا عضلاتی باید در این سینرجی فعال شوند که توانایی تولید بیشترین گشتاور را حول محور ستون فقرات داشته باشند. قاعدتاً این عضلات باید برای تولید گشتاور بیشتر نسبت به بقیه عضلات، انحراف بیشتری را نسبت به راستای قائم ستون فقرات داشته باشند که این خود باعث تولید مؤلفه برشی بیشتری در نیروی تولید شده توسط این سینرجی می‌گردد. از این رو نه تنها ظرفیت عضلات این ناحیه و نحوه قرار گیری این عضلات به گونه ایست که تحمل گشتاورها در راستای پیش‌پس حول ستون فقرات به مراتب کمتر از جهات دیگر است، بلکه پایداری به ازای گشتاورهای پیش‌پس کمتر بوده و همچنین امکان آسیب‌های وارده به این ناحیه به ازای این گشتاورها بیشتر می‌باشد. همچنین از بین

شکل ۱۰ و شکل ۱۱ سینرجی های عضلانی و گشتاوری را نشان می‌دهد. همان‌طور که از این شکل‌ها ملاحظه می‌شود سینرجی های گشتاوری در جهات اصلی قرار گرفته‌اند و هر سینرجی به یک جهت اصلی در فضای گشتاوری اشاره می‌کند. همچنین تناظری قابل انتظار بین سینرجی های عضلانی و سینرجی های گشتاوری مشاهده می‌شود به گونه‌ای که به عنوان مثال برای سینرجی شماره یک که با اعمال گشتاور در جهت Z فعال می‌شود، عضلات ناحیه شکمی فعال شده تا بتوانند تعادل استاتیکی را به وجود بیاورند. به عبارت دیگر اگر گشتاوری در جهت اکستشن وارد شود عضلاتی که وظیفه فلکس کردن را بر عهده دارند فعال شده تا بتوانند گشتاوری برای خنثی کردن گشتاور اکستشنی اعمال کنند. شکل ۱۳ عضلات فعال شده و میزان فعالیت آن‌ها را به صورت شماتیک نشان می‌دهد. از طرف دیگر شکل ۱۲ ناحیه فعال شدن هر یک از این سینرجی ها را نشان می‌دهد. برای مثال اگر بخواهیم مقدار فعال شدن هر سینرجی به ازای گشتاور اعمالی ۵۰ نیوتن متر و در راستای ۳۰ درجه را بدانیم، باید خطی در جهت ۳۰ درجه از مرکز مختصات در این شکل رسم کنیم. این خط ضرایب فعال شدن هر سینرجی را در یک نقطه قطع می‌کند. فاصله این نقطه از مرکز محور مختصات مقدار فعالیت آن سینرجی را نشان می‌دهد.

گسترش فضای گشتاورهای اعمالی از دو بعد به سه بعد منجر به تشکیل دو سینرجی عضلانی دیگر می‌شود. این دو سینرجی جدید در راستاهای $+Y$ و $-Y$ قرار دارند. سینرجی های گشتاوری در این فضا نیز در جهات اصلی قرار گرفته‌اند. معیار VAF جهتی در این حالت افت داشته است که البته با وجود فضای سه بعدی و همچنین ۲۶۶ فعالیت در جهات مختلف کاملاً قابل انتظار می‌باشد. نکته حائز اهمیت دیگر اینکه هر چهار سینرجی عضلانی که در حالت دو بعدی وجود داشت، در حالت سه بعدی نیز دیده می‌شوند (سینرجی های در جهت های $\pm X, \pm Z$) (ضریب همبستگی بالای ۰.۹).

مراجع

- [1]. Andersson GBJ, "The epidemiology of spinal disorders, In: Frymoyer JW, (Ed.), The adult spine: principles and practice, 2nd ed, Philadelphia: Lippincott-Raven", p.p. 93-141, 1997.
- [2]. Walker BF, "The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998" J Spinal Disord, Vol. 13-3, p.p. 205-217, 2000.
- [3]. Chopra A, Abdel-Nasser A. "Epidemiology of rheumatic musculoskeletal disorders in the developing world" Best PractClinRheumatol, Vol. 22, p.p. 583-601, 2008.
- [4]. Dagenais S, Caro J, Haldeman S., "A systematic review of low back pain cost of illness in the United States and internationally" Spine J, Vol. 8, p.p. 8-20, 2008.
- [5]. Davatchi F, TehraniBanihashemi A, Gholami J, et al. "The prevalence of musculoskeletal complaints in a rural area in Iran: a WHO-ILAR COPCORD study (stage 1, rural study) in Iran" ClinRheumatol, Vol. 28, p.p. 1267-74, 2009.
- [6]. Naghavi M, Abolhassani F, Pourmalek F, et al., "The burden of disease and injury in Iran 2003" Popul Health Metr, Vol. 7-9, 2009.
- [7]. E. Bizzi, A. D'avella, P. Saltiel, And M. Tresch, "Modular Organization of Spinal Motor Systems", The Neuroscientist, Vol. 8, Num. 5, 2002
- [8]. LH, Ting and JM, Macpherson., "A Limited Set of Muscle Synergies for Force Control During a Postural Task." J Neurophysiol, 2005, Vol. 93.
- [9]. Gelsy Torres-Oviedo, Jane M. Macpherson and Lena H. Ting, "Muscle Synergy Organization Is Robust Across a Variety of Postural Perturbations.", J Neurophysiol, 2006.
- [10]. Matthew C. Tresch, Vincent C. K. Cheung and Andrea d'Avella, "Matrix Factorization Algorithms for the Identification of Muscle Synergies: Evaluation on Simulated and Experimental Data Sets." J Neurophysiol, 2006, Vol. 95.
- [11]. Michael W. Berry, Murray Browne, Amy N Langville, V. Paul Pauca, Robert J. Plemmons, "Algorithms and applications for approximate nonnegative matrix factorization.", Computational Statistics and Data Analysis, 2006, Vol. 52.
- [12]. E. Rashedi, et al, "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, 2010, Vol. 224.
- [13]. A.d'Avella, P. Saltiel and E. Bizzi. "Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior.", Nature Neuroscience, 2003, Vol. 6.
- [14]. Cheung, Vincent C. K., et al. "Central and Sensory Contributions to the Activation and Organization of Muscle Synergies during Natural Motor Behaviors.", The Journal of Neuroscience, 2005, Vol. 25. Num. 27

نیروهای فشاری تولید شده سینرجی شماره ۲ بیشترین نیروی فشاری را تولید می‌کند. این سینرجی وظیفه تولید گشتاور در راستای اکستنشن را دارد اما از آنجا که بازوی گشتاوری عضلات فعال شده در این سینرجی نسبت به عضلات آنتاگونیست آن یعنی عضلات شکمی کمتر می‌باشد، برای تولید گشتاور یکسان عضلات این ناحیه باید به مقدار بیشتری فعال شوند که این مطلب باعث تولید نیروی فشاری بیشتر (۳۰ درصد) می‌گردد.

اثر تغییر مقدار گشتاور ورودی در بخش دیگر این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. مطابق شکل ۱۸ سینرجی های عضلانی تولید شده تفاوتی را با سینرجی های عضلانی قسمت‌های قبل نشان نمی‌دهد اما ضرایب فعال سازی این سینرجی ها به صورت خطی با افزایش گشتاور ورودی افزایش یافته است. این نتیجه برای هر دو فضای گشتاوری دو بعدی و سه بعدی یکسان می‌باشد. به عبارت دیگر افزایش دامنه گشتاور، سینرجی های عضلانی را تغییر نمی‌دهد. بلکه سیستم اعصاب مرکزی برای تولید گشتاور بیشتر هر سینرجی را با ضریب بزرگ‌تری فعال می‌کند که این افزایش ضریب فعال سازی منجر به افزایش گشتاور تولیدی می‌گردد.

همچنین نشان داده شد که تعداد سه سینرجی پایداری برای بازسازی بخشی از فضای سفتی زاویه‌ای که قابل دست‌یابی است، کافی است. با وجود اینکه هر یک از این سینرجی ها کاملاً در راستاهای اصلی قرار نگرفته بودند اما در هر سینرجی یک مؤلفه فضای سفتی عضلانی غالب است. در این پژوهش نشان داده شد که می‌توان با ترکیب سینرجی های گشتاوری و سینرجی های پایداری به هر فعالیت دلخواه با گشتاور و سفتی زاویه‌ای مشخص دست پیدا کرد.

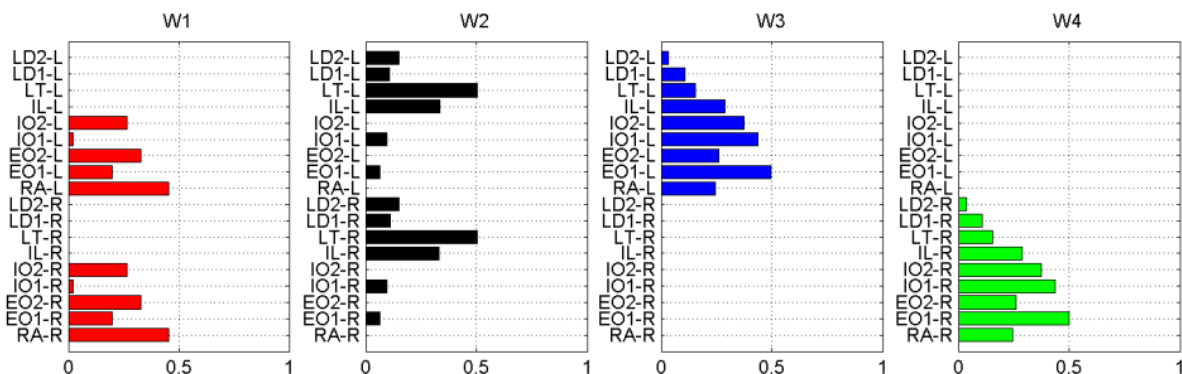
از آنجایی که بیمارانی که به مشکلات و ناراحتی‌هایی در ناحیه کمری مواجه هستند الگوهای فعالیت عضلانی متفاوتی را نسبت به افراد سالم نشان می‌دهند [۱۶] به نظر می‌رسد که این افراد سینرجی های متفاوتی را نسبت به افراد سالم برای انجام فعالیت‌های خود به کار می‌گیرند. این مطلب می‌تواند به عنوان مبنایی برای کارهای بعدی در نظر گرفته شود.

San Francisco, CA, USA : International Conference of the IEEE , 2004, Vol. 1.

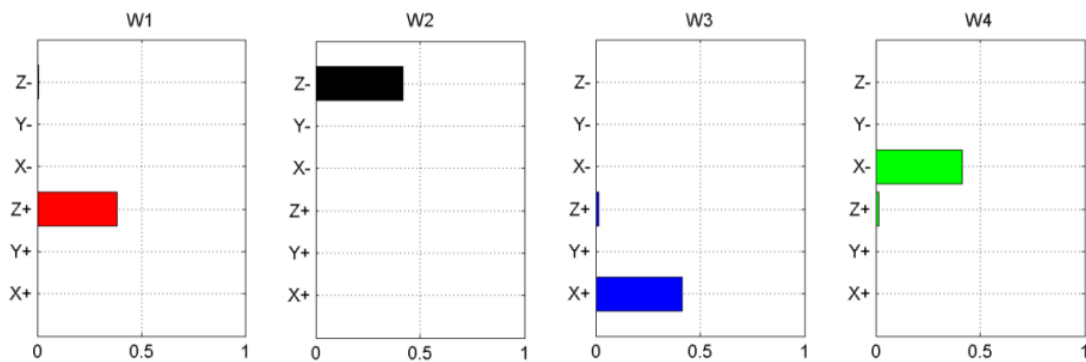
[15]. d'Avella, Andrea and Bizzi, Emilio., "Shared and specific muscle synergies in natural motor behaviors." Proceedings of the National Academy of Sciences, 2005, Vol. 102.

[16]. Yong Hu Mak, J.N.F. Lu, W.W. Cheung, K.M.C. Luk, K.D.K. , "Visualization of Lumbar Muscle Contraction Synergy using Surface Electromyography(sEMG) Streaming Topography."

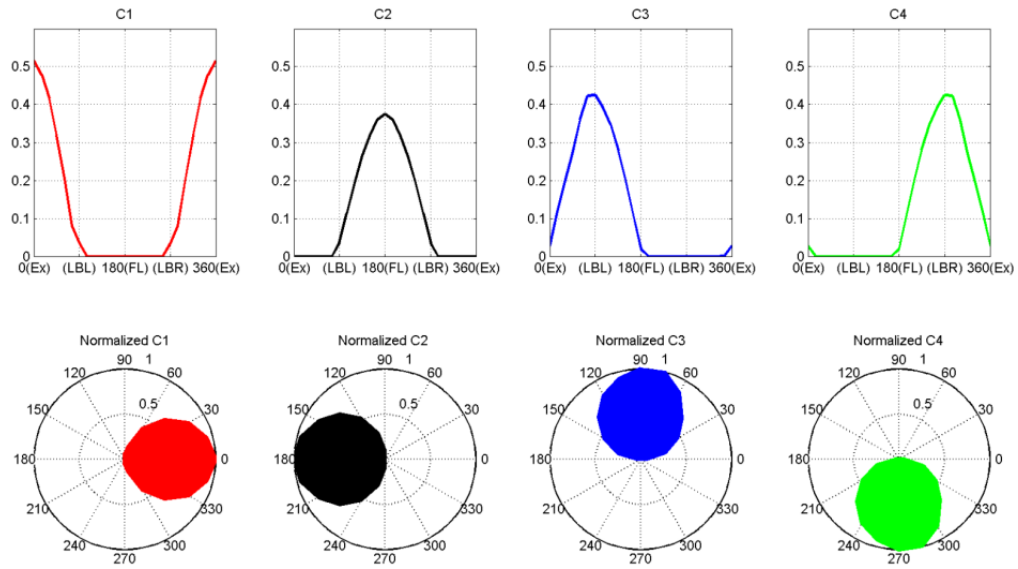
ضمائم



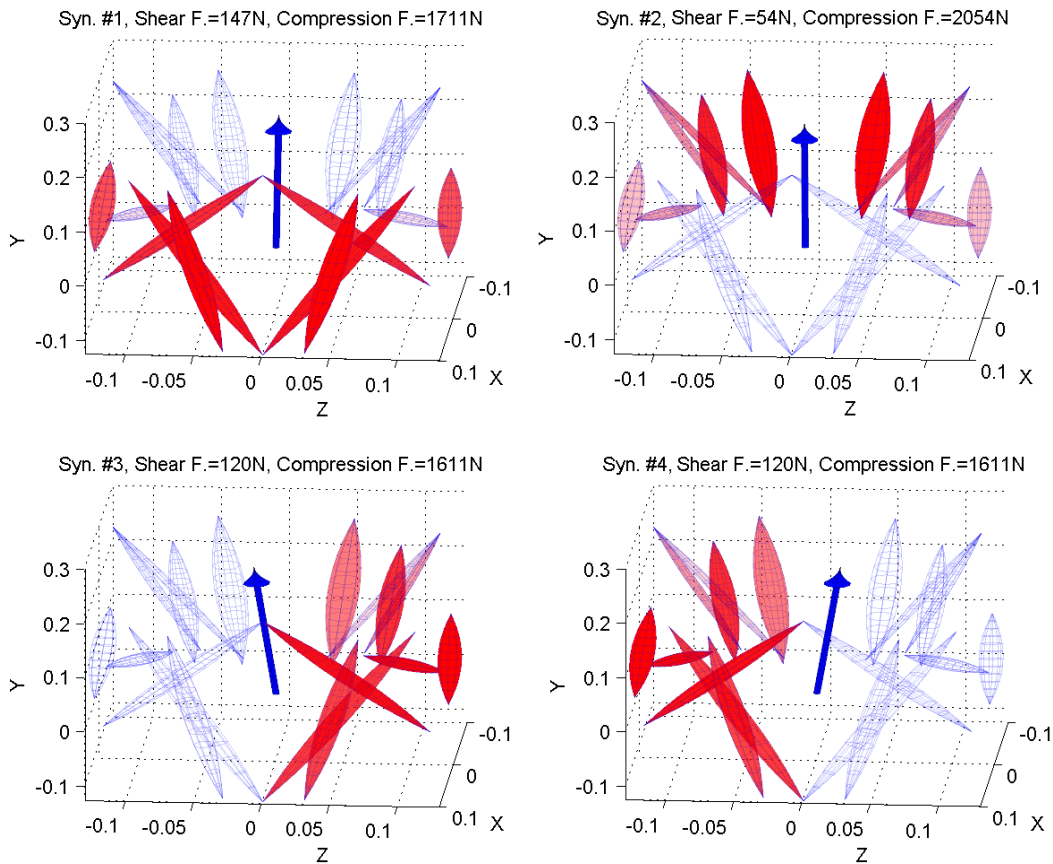
شکل ۱۰ - سینرژی های عضلانی در شبیه سازی صفحه X-Z برای ۲۴ مورد زاویه گشتاور



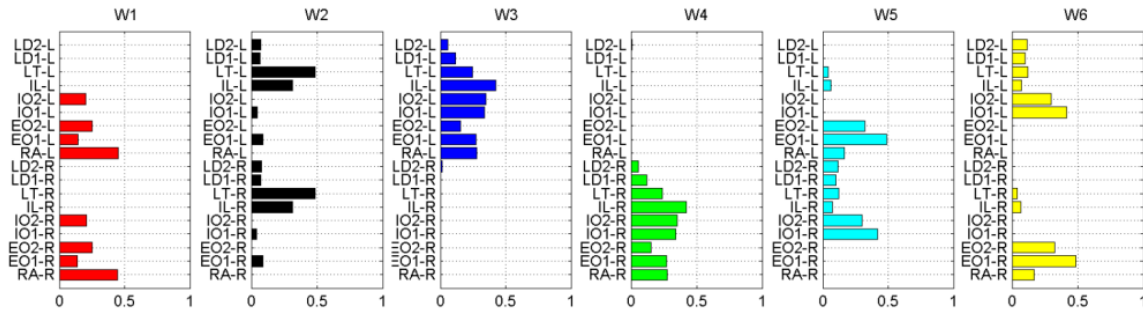
شکل ۱۱ - سینرژی های گشتاوری در شبیه سازی صفحه X-Z برای ۲۴ مورد زاویه گشتاور



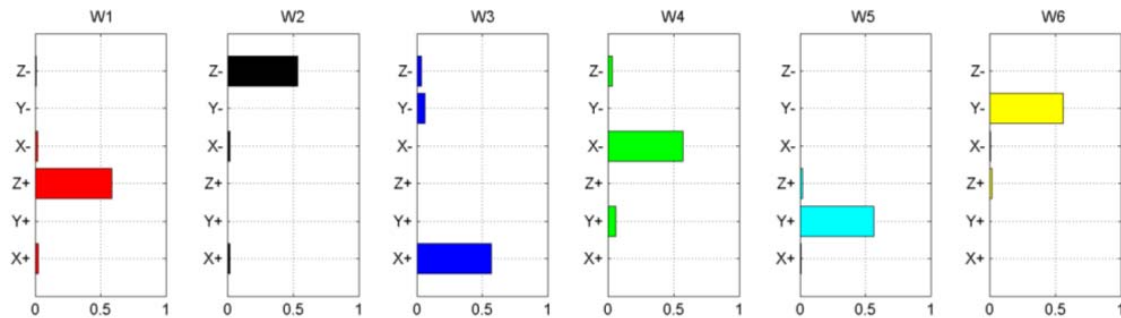
شکل ۱۲- ضرایب فعال سازی سینرژی ها (C) برای سینرژی های مختلف



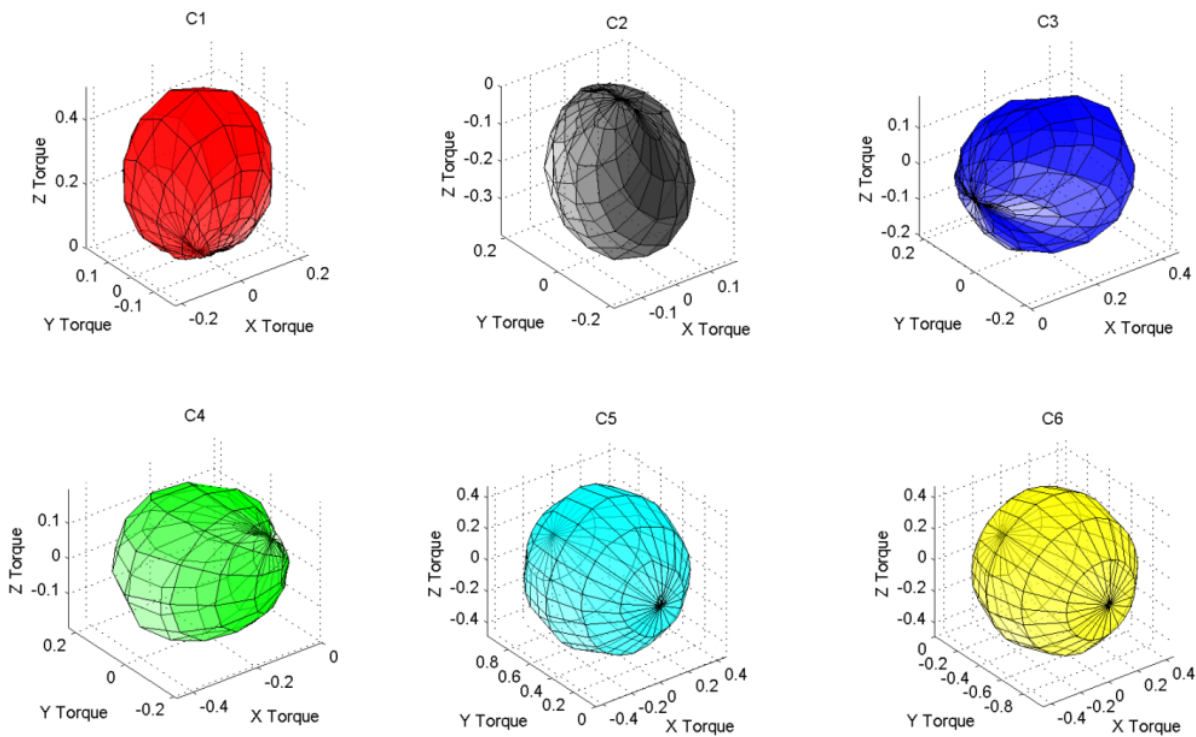
شکل ۱۳- الگوی فعال شدن عضلات در سینرژی های مختلف و همچنین مقدار و جهت نیروهای برشی و فشاری تولید شده برای هر سینرژی



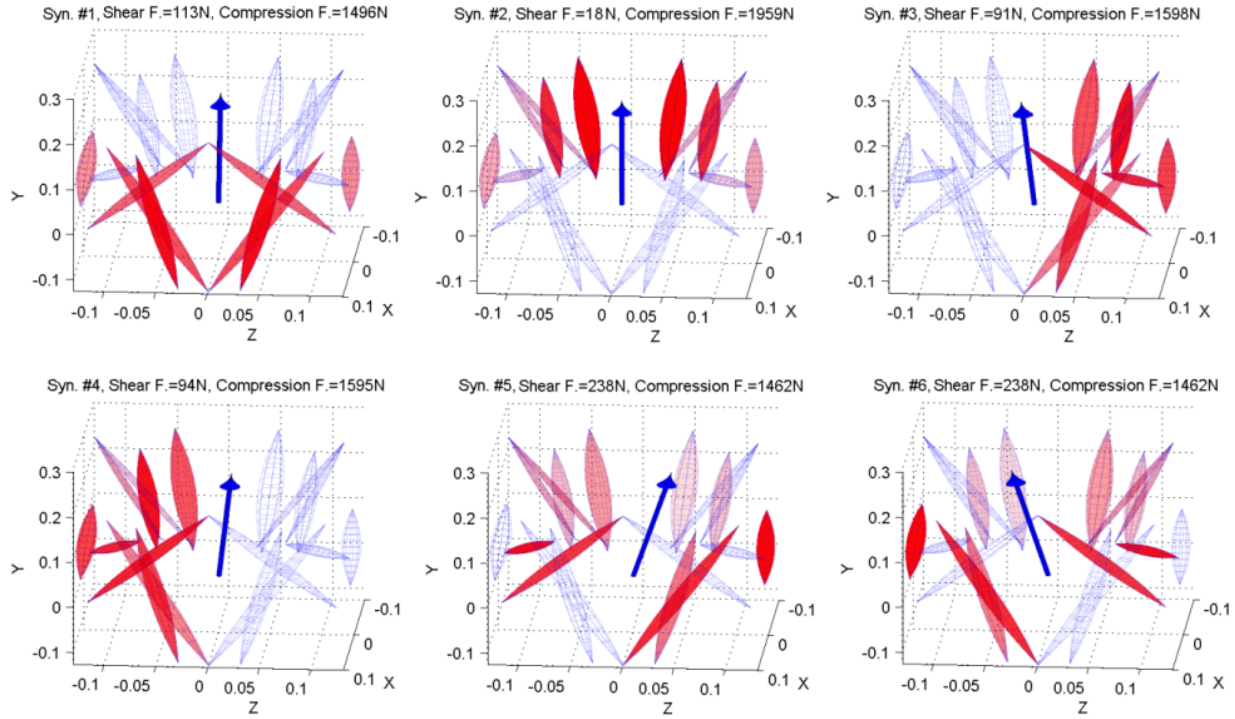
شکل ۱۴-سینرجی های عضلانی



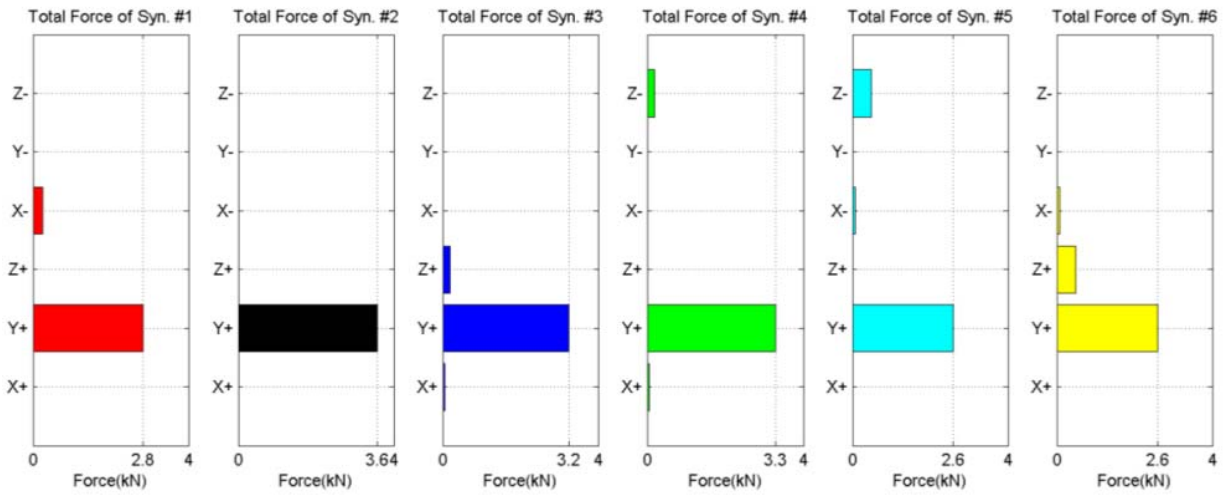
شکل ۱۵-سینرجی های گشتاوری



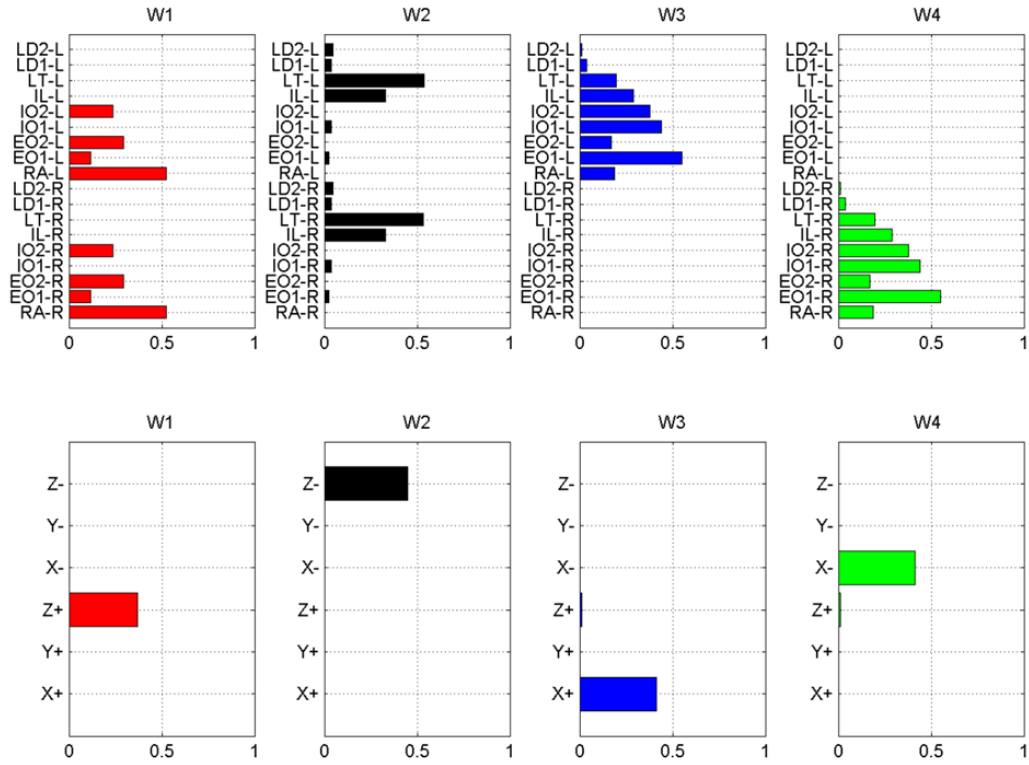
شکل ۱۶ - ضرایب فعال سازی سینرجی ها (C) برای سینرجی های مختلف



شکل ۱۷- الگوی فعال شدن عضلات در سینرژی های مختلف



شکل ۱۹- نیروهای تولید شده توسط هر سینرژی



شکل ۱۸ - سینرژی های عضلانی و گشتاوری حاصل از تغییر همزمان جهت و مقدار گشتاور عضلانی در دو بعد