

How Does CNS Address the Kinetic Redundancy in Lumbar Spine? Three Dimensional Isometric Exertions with 18 Hill Muscle Fascicles at L₄/L₅ Level of Lumbar Region

E. Rashedi^{1*}, M.R. Nassajian², B. Nasserolelami³, M. Parnianpour^{4,5}

¹ PhD Candidate, Mechanical Engineering School, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

² M.Sc student, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran,
nassajian@mech.sharif.edu

³ PhD Candidate, Bioengineering Unit, University of Strathclyde, Glasgow, Scotland, UK,
bahman.nasserolelami@strath.ac.uk

⁴ Associate Professor, Mechanical Engineering School, Sharif University of Technology, Tehran, Iran,
parnianpour@sharif.edu

⁵ Professor, Department of Information and Industrial Engineering, Hanyang University, Ansan, Gyeonggi-do, Rep. of Korea, mohamad@hanyang.ac.kr

Abstract

Human motor system is organized for execution of various motor tasks in different and flexible ways. This is mainly achieved by the way that CNS uses the redundancy in musculoskeletal system. The kinetic redundancy in human musculoskeletal systems is a significant property by which CNS achieves many complementary goals. Following the definition and role of uncontrolled manifold for movement kinematics, the kinetic redundancy concept is explored in mathematical terms. The null space of the kinetically redundant system when certain joint Moment and/or Stiffness are needed is derived and discussed. The mathematical methods have already been developed and applied to a simpler planar model. However in this paper, the aforementioned concepts were illustrated, using a 3-dimensional 3-degree of the freedom biomechanical model of spine with 18 anatomically oriented Hill-type-model muscle fascicles. The results can shed light to the interaction mechanisms in activation patterns of muscles, seen in various tasks and exertions and can provide a significant understanding for future studies and clinical practices related to low back disorders.

Keywords: Redundancy; Central nervous system; Null space; Lumbar region; Musculoskeletal system

* Corresponding author

Address: Ehsan Rashedi, Mechanical Engineering School, Sharif University of Technology, PO box: 11365-9367, Tehran, Iran

Tel: +98 21 66165539, +98 21 66581505

Fax: +98 21 66100021

E-mail: rashedi@mech.sharif.edu

سیستم اعصاب مرکزی چگونه مسأله نامعینی را در ناحیه کمری حل می‌کند؟ مدل‌سازی ۱۸ عضله‌ای تمرین ایزومتریک در سطح مهره L_4/L_5 ناحیه کمری بر اساس مدل هیل

احسان راشدی^{۱*}، محمدرضا نساچیان^۲، بهمن ناصرالاسلامی^۳، محمد پرنیانپور^۴

^۱ دانشجوی دکترای دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۲ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران nassajian@mech.sharif.edu

^۳ دانشجوی دکترای دانشکده مهندسی زیست، دانشگاه استراتکلاید، گلاسکو، اسکاتلند، انگلستان bahman.nasserroleslami@strath.ac.uk

^۴ استاد مدعو دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران parnianpour@sharif.edu

^۵ استاد دانشکده اطلاعات و مهندسی صنایع، دانشگاه هانیانگ، آنسان، جیانگسو، جمهوری کره mohamad@hanyang.ac.kr

چکیده

سیستم حرکتی انسان برای اجرای وظایف حرکتی مختلف از راه‌های گوناگون و قابل انعطافی سازمان‌دهی شده است. این موضوع اساساً به وسیله راه‌هایی انجام می‌شود که سیستم اعصاب مرکزی برای حل مسأله نامعینی در سیستم اسکلتی عضلانی به کار می‌گیرد. در واقع، نامعینی سیستیکی در سیستم اسکلتی عضلانی انسان یک خصوصیت برجسته است که به وسیله آن سیستم اعصاب مرکزی می‌تواند به اهداف بسیاری دست پیدا کند. در این مطالعه ضمن ارائه تعاریف و بیان نقش مانیفولد کنترل شده برای سینماتیک حرکت، مفهوم نامعینی سیستیکی با روابط ریاضی بیان می‌شود. فضای پوچ سیستم با نامعینی سیستیکی هنگامی که گشتاور و یا سختی مشخصی نیاز است، استخراج و روی آن بحث می‌گردد. ابتدا روابط ریاضی برای یک مدل صفحه‌ای ساده‌تر استخراج شد؛ در این مدل مفاهیم مذکور با استفاده از یک مدل بیومکانیکی سه‌بعدی ۳ درجه آزادی مشخص و سپس روی یک مدل آناتومیکی هیل با ۱۸ عضله اعمال شده است. نتایج به دست آمده می‌تواند به سازوکارهای مختلف الکتریکی فعال‌سازی عضلات برای وظایف و اعمال نیروهای گوناگون اشاره کند و نیز می‌تواند درک قابل توجهی برای مطالعات بعدی و تمرین‌های بالینی در رابطه با اختلالات کمری ایجاد نماید.

واژه‌های کلیدی: نامعینی؛ سیستم اعصاب مرکزی؛ فضای پوچ؛ ناحیه کمری؛ سیستم اسکلتی عضلانی

● مهده‌دلر مکاتبات:

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، تهران، ایران، صندوق‌پستی: ۹۵۶۷-۱۱۳۶۵

تلفن: ۶۶۱۶۵۵۵۹، ۶۶۵۸۱۵۰۵، دورنگار: ۶۶۰۰۰۰۲۱، پیام نگار: rashedi@mech.sharif.edu

۱- مقدمه

می‌شوند زیرا بر مفاصل که چگونه نیروهای داخلی عضلات باید مقدردهی شوند تا گشتاورهای خارجی شرایط تعادل را ارضا نمایند [۷].

در عمل، متغیرها و ملاحظات بیشتری در رابطه با هر عمل موجود است، مانند دقت لازم، سختی و انطباق مورد نیاز با خستگی عضلات [۱].

در این مقاله توصیف جامع ریاضی برای کنترل همزمان نیرو و سختی برای یک مفصل شرح داده خواهد شد و ملاحظات لازم در مورد متغیرهای کنترل شده و کنترل نشده بیومکانیکی مورد بحث قرار خواهند گرفت. بعد از توضیح مقدماتی برای عمل یک عضله مفرد بر حسب فعالیت‌های عضلات آگونیست^۱، تولید نیرو و فرمول‌بندی سختی برای کمر استخراج خواهد شد. حل سیستم معادلات نامعین از طریق بهینه‌سازی و مانیفولد^۲ کنترل نشده به دست آمده، و مفهوم نامعینی به وسیله فضای بوج سیستم معادلات توضیح داده خواهد شد. حل یک مدل ساده کمر به عنوان یک مثال برای روشن شدن سه استراتژی مختلف استفاده شده و گشتاور تولید شده، سختی کمر و نیروهای عکس‌العمل مفاصل در موارد مختلف مقایسه خواهند شد.

۲- روش تحقیق

۲-۱- تعادل نیرو

برای یک مفصل ساده با مجموعه‌ای از عضلات آگونیست و آنتاگونیست^۳، ایجاد فعالیت مخالف می‌تواند به صورت کیفی از طریق داده‌های تجربی و به صورت کمی از طریق آنالیزهای لازم در مدل‌های بیومکانیکی به دست آید. با وجود این، برای یک مفصل پیچیده با عضلات مختلف، حتی بیان نقش کیفی فعالیت‌های عضلات آگونیست یا آنتاگونیست نیز دشوار است [۸] زیرا دیاگرام آزاد شامل تمام عضلات مربوط باید تحلیل شود تا روابط ریاضیاتی لازم برای برقراری شرایط تعادل به دست آیند. در ضمن همه خصوصیات فیزیولوژیکی و هندسی عضلات باید در نظر گرفته شوند (جدول ۱) [۹، ۵].

به منظور محاسبه نیروها در مفاصل بین مهره‌ای در ستون فقرات برای جلوگیری از آسیب ناشی از اضافه بار، اندازه‌گیری نیروی موجود در عضلات ضروری است. با توجه به اینکه نیروهای عضلات در محیط زنده در دسترس نیستند، استفاده از مدل‌های ریاضی به منظور تخمین نیروی عضلات اجتناب ناپذیر است. مشکل اصلی، یافتن نحوه فعالیت عضلات مختلف در برقراری تعادل در ستون فقرات است که به دلیل نامعینی ناشی از فراوانی عضلات موجود، اتفاق می‌افتد. به منظور حل این مشکل از سه روش عمده برای حل مسأله معروف نامعینی استفاده می‌شده است. این روش‌ها عبارت‌اند از: بهینه‌سازی [۱، ۲]؛ مدل‌های EMG [۳] و مدل‌های تلفیقی از دو روش اخیر [۴].

در کار گروه پومرو^۴، که روابط ریاضی استفاده شده در آن با تحقیق حاضر شباهت‌هایی دارد، از یک مدل عضلات ته بر پایه فرضیه تحریک درونی عضله^۵ استفاده شده است. در این مدل، ضمن جلوگیری از اعمال اضافه بار بر ستون فقرات، بار موجود بر روی ستون فقرات در محدوده نیروی قابل تحمل برای مفاصل بین مهره‌ای قرار می‌گیرد. در ضمن، این مدل هم‌فعال^۶ عضله را نیز در نظر گرفته و توانسته است وضعیت‌های استاتیکی گوناگون عضلات را در مفاصل بین مهره‌ای مختلف و مقادیر متفاوت بار، شیماسازی کند. همچنین، بدون استفاده از مدل‌های EMG، نیروهای عضلانی را در مقایسه با داده‌های EMG دقیق‌تر از سایر مدل‌ها تخمین بزنند [۵].

نامعینی‌های سینتیکی موجود در سیستم اسکلتی عضلانی بدن انسان مزایای بسیاری دارد، زیرا سبب می‌شود سیستم اعصاب مرکزی برای به انجام رسانیدن یک عمل در خواست شده، امکان استفاده از روش‌های مختلفی داشته باشد [۶]. از نقطه نظر محاسباتی این موضوع یک چالش ریاضیاتی است در ضمن این موضوع هنوز در حال بررسی است که چگونه این درجات آزادی اضافه برای انجام وظیفه‌ای خاص مدیریت

^۱ Electromyography
Agonist

^۲ Poincaré
^۳ Antagonist

^۴ Proprioception
Antagonist

^۵ Coactivation

جدول ۱- مختصات ابتدا و انتهای عضلات (در سمت راست: R و در سمت چپ: L)، طول و سطح مقطع عضلات برای ۱۸ دسته عضلانی [۹، ۱۰]. ترتیبی که عضلات در مدار α قرار گرفته‌اند، از این روند تبعیت می‌کنند

ردیف	عضله	موقعیت ابتدای عضله			موقعیت انتهای عضله			طول (mm)	PCSA* (mm ²)
		x (mm)	y (mm)	z (mm)	x (mm)	y (mm)	z (mm)		
۱	RA-R	۰.۰۹۰	-۰.۱۲۴	۰.۰۳۰	۰.۰۹۶	۰.۱۷۶	۰.۰۷۰	۰.۳۰۰	۰.۰۰۱۰
۲	EO1-R	۰.۰۳۴	۰.۰۱۲	۰.۱۳۰	-۰.۰۳۴	۰.۱۲۶	۰.۱۲۵	۰.۱۶۸	۰.۰۰۱۰
۳	EO2-R	۰.۰۹۶	-۰.۱۲۴	۰	۰.۰۳۱	۰.۱۴۱	۰.۱۰۵	۰.۱۸۳	۰.۰۰۰۹
۴	IO1-R	-۰.۰۰۴	۰.۰۴۱	۰.۱۲۵	۰.۰۵۶	۰.۱۱۶	۰.۰۷۰	۰.۱۳۲	۰.۰۰۰۹
۵	IO2-R	۰.۰۶۶	-۰.۰۱۴	۰.۱۲۰	۰.۰۹۶	۰.۲۰۶	۰	۰.۱۱۵	۰.۰۰۰۸
۶	IL-R	-۰.۰۸۰	-۰.۰۰۸	۰.۰۶۸	-۰.۰۷۸	۰.۲۱۶	۰.۰۸۴	۰.۱۸۱	۰.۰۰۱۱
۷	LT-R	-۰.۰۸۰	-۰.۰۰۹	۰.۰۳۳	-۰.۰۷۴	۰.۲۶۶	۰.۰۵۰	۰.۱۷۱	۰.۰۰۱۷
۸	LD1-R	-۰.۰۴۶	۰.۰۴۱	۰.۰۶۰	-۰.۰۰۴	۰.۲۹۶	۰.۱۲۰	۰.۲۵۲	۰.۰۰۰۲
۹	LD2-R	-۰.۰۵۸	۰.۰۱۸	۰.۰۳۰	-۰.۰۰۴	۰.۲۹۶	۰.۱۲۰	۰.۲۳۵	۰.۰۰۰۲
۱۰	RA-L	۰.۰۹۰	-۰.۱۲۴	-۰.۰۳۰	۰.۰۹۶	۰.۱۷۶	-۰.۰۷۰	۰.۳۰۰	۰.۰۰۱۰
۱۱	EO1-L	۰.۰۳۴	۰.۰۱۲	-۰.۱۳۰	-۰.۰۳۴	۰.۱۲۶	-۰.۱۲۵	۰.۱۶۸	۰.۰۰۱۰
۱۲	EO2-L	۰.۰۹۶	-۰.۱۲۴	۰	۰.۰۳۱	۰.۱۴۱	-۰.۱۰۵	۰.۱۸۳	۰.۰۰۰۹
۱۳	IO1-L	-۰.۰۰۴	۰.۰۴۱	-۰.۱۲۵	۰.۰۵۶	۰.۱۱۶	-۰.۰۷۰	۰.۱۳۲	۰.۰۰۰۹
۱۴	IO2-L	۰.۰۶۶	-۰.۰۱۴	-۰.۱۲۰	۰.۰۹۶	۰.۲۰۶	۰	۰.۱۱۵	۰.۰۰۰۸
۱۵	IL-L	-۰.۰۸۰	-۰.۰۰۸	-۰.۰۶۸	-۰.۰۷۸	۰.۲۱۶	-۰.۰۸۴	۰.۱۸۱	۰.۰۰۱۱
۱۶	LT-L	-۰.۰۸۰	-۰.۰۰۹	-۰.۰۳۳	-۰.۰۷۴	۰.۲۶۶	-۰.۰۵۰	۰.۱۷۱	۰.۰۰۱۷
۱۷	LD1-L	-۰.۰۴۶	۰.۰۴۱	-۰.۰۶۰	-۰.۰۰۴	۰.۲۹۶	-۰.۱۲۰	۰.۲۵۲	۰.۰۰۰۲
۱۸	LD2-L	-۰.۰۵۸	۰.۰۱۸	-۰.۰۳۰	-۰.۰۰۴	۰.۲۹۶	-۰.۱۲۰	۰.۲۳۵	۰.۰۰۰۲

* Physiological Cross Sectional Area
 *LD: latissimus dorsi, LT: longissimus thoracicus, IL: iliocostalis Lumborum, IO: inferior oblique, EO: external oblique, RA: rectus abdominis

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

$$f_p(l) = \exp\left(-10.671 + 7.675 \frac{l}{l_0}\right) \quad (3)$$

در این معادلات α سطح فعالیت عضلات و σ_{max} حداکثر استرس قابل قبول عضله است که مقدار آن در ادبیات بین ۳۵۰ تا ۱۰۰۰ kPa گزارش شده است [۲]. در این مطالعه مقدار حداکثر استرس عضله ۵۵۰ kPa در نظر گرفته شده است.

با استفاده از این داده‌ها برای m عضله در مدل، معادله تعادل زیر استخراج می‌شود.

$$A_{\text{sum}} \sigma_{\text{sum}} = b_{\text{sum}} \quad (4)$$

در معادله (۴) برای عضله i ام رابطه (۵) برقرار است:

برای شرح سیستم مختصات کمر قراردادهایی به وسیله جامعه بین‌المللی بیومکانیک پیشنهاد شده است [۱۰]. محور y خطی است که از مراکز صفحات انتهایی بالایی و پایینی مهره می‌گذرد و در جهت سر قرار می‌گیرد. محور z خطی است عمود بر صفحه ساجیتال که جهت آن به سمت راست است و در نهایت محور x خطی است عمود بر دو محور y و z که در جهت قدامی قرار گرفته است. مدل برای مطالعه تلاش‌های ایزومتریک^۱ در موقعیت ایستادن قائم ارائه می‌شود. حال با در نظر گرفتن روابط طول-نیرو و سرعت-نیرو و نیز نیروی غیرفعال^۲ عضلات، روابط زیر معادلات لازم برای نیروی عضلات را بیان می‌کنند [۲، ۳، ۱۱، ۱۲]:

$$\frac{f}{f_{\text{max}}} = \alpha f(l) f(i) + f_p(l), \quad f_{\text{sum}} = \sigma_{\text{sum}} PCSA \quad (1)$$

^۱ Isometric

^۲ Passive

سطر و ۱۸ ستون را شامل می‌شود. هر سطر A_i ، نماینده حداکثر توزیع عضلات برای ایجاد یک مؤلفه خاص گشتاور است و هر ستون، نشان‌دهنده حداکثر گشتاورهایی است که عضله می‌تواند تولید کند.

برای این مدل بردارهای حداکثر قابلیت تولید گشتاور برای هر عضله در شکل ۱- الف نشان داده شده است. تصویر این بردارها در صفحه چرخش محوری^{۱۱} بر حسب خمش جانبی^{۱۲}، صفحه خمش رو به جلو^{۱۳} بر حسب خمش جانبی و صفحه خمش رو به جلو بر حسب چرخش محوری، به ترتیب در شکل‌های ۱- ب؛ ۱- ج و ۱- د نشان داده شده است.

۲-۳- فضای پوچ و قیدهای فیزیولوژیکی

روش بهینه‌سازی بالا مجموعه‌ای از سطح فعالیت عضلات را به ما می‌دهد. ممکن است هدف سیستم اعصاب مرکزی این باشد که با ثابت نگه‌داشتن مقدار گشتاور، الگوی سطح فعال‌سازی عضلات را تغییر دهد تا از خستگی عضلات جلوگیری کند، اگرچه، این حالت ممکن است منجر به مقادیر بالاتری از تابع هدف گردد [۱۷].

به عبارت دیگر، نامعینی اجازه طرح این سؤال را می‌دهد که: چه تغییراتی در سطح فعالیت عضلات می‌تواند ایجاد شود، در حالیکه گشتاور تغییر نیابد؟ این مطلب می‌تواند به مفهوم "فضای پوچ" اشاره کند. مانیفولد کنترل نشده ساخته شده به وسیله بردارهای پایه، می‌تواند بدون اینکه تغییری در گشتاورهای خارجی ایجاد کند، تغییر در سطح فعال‌سازی عضلات را اجازه دهد.

فضای پوچ فقط به خصوصیات فیزیکی مدل که در A آمده است بستگی دارد. برای تعیین مانیفولد کنترل نشده نیاز است مجموعه معادلات زیر را حل کنیم [۱۸].

$$A_{3 \times 18} \cdot \xi_{18 \times 1} = 0 \quad (11)$$

این مجموعه از معادلات خطی همگن می‌تواند به صورت معادله ماتریس و بردار لحاظ شود. ξ می‌تواند به عنوان بردار منفرد راست^{۱۴} متناظر با یک مقدار منفرد صفر در نظر گرفته شود. یک عدد نامنفی حقیقی γ یک مقدار منفرد برای A

$$A_i = (f_{\max} f(i) f(i)) (\vec{r}^i \times \vec{r}^i), \quad i=1,2,\dots,m \quad (5)$$

که در رابطه فوق $f_{\max} = \sigma_{\max} PCSA$ و f_{\max} PCSA سطح مقطع فیزیولوژیک عضله هستند. $\vec{r}^i = (r_x^i, r_y^i, r_z^i)$ بازوهای گشتاوری و $\vec{r}^i = \vec{r}^i / |\vec{r}^i| = (r_x^i, r_y^i, r_z^i)$ مؤلفه‌های واحد نیروی عضلانی هستند. α سطح فعالیت عضله i ام و b برابر با:

$$b = b_{\text{axial}} - b_{\text{bend}} \quad (6)$$

b_{axial} گشتاور خارجی در هریک از جهت‌های α ، γ و z است و b_{bend} گشتاور ایجاد شده به وسیله بخش غیرفعال و نیروی عضلانی است

$$b_{\text{bend}} = \sum_{i=1}^m f_{\max} f_p(i) (\vec{r}^i \times \vec{r}^i) \quad (7)$$

برای این مدل، ۱۸ قیر عضلانی استفاده شده است، بنابراین در مدل مورد بحث، $m=18$ و معادله (۴) به شکل زیر در می‌آید:

$$A_{3 \times 18} \xi_{18 \times 1} = b_{18 \times 1} \quad (8)$$

این مدل قادر است نکاشت گشتاورهای مورد نیاز را طی اعمال نیروهای عمومی سه بعدی حل کند، اما برای سادگی فقط اعمال نیروهای ایزومتریک در نظر گرفته شده‌اند (همان‌طور که در مطالعات دیگر این ملاحظه به کار گرفته شده است [۱۳-۱۶]).

۲-۲- روش بهینه‌سازی

برای یافتن سطح فعالیت عضلات در رابطه (۷) برای یک گشتاور خاص، روش بهینه‌سازی برای حداقل کردن نرم^{۱۵} فعالیت عضلات استفاده شده است. تابع هدف در رابطه (۹) آورده شده است.

$$f(\alpha) = \min \left(\sum_{i=1}^m \alpha_i^2 \right) \quad (9)$$

این تابع هدف بر قیدهای زیر اعمال شده است:

$$A \alpha = b \quad (10)$$

$$0 \leq \alpha_i \leq 1, \quad i=1,\dots,18$$

سطوح فعال‌سازی به وسیله گشتاور مورد نظر تعیین می‌شود، و مقادیر آنها بین ۰ و ۱ محدود شده است.

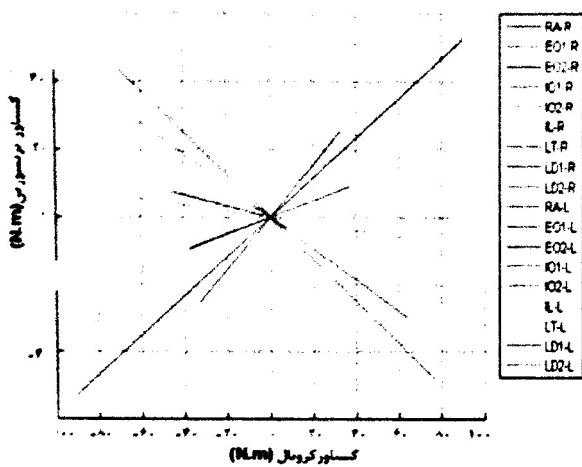
$A_{3 \times 18}$ ماتریسی است که بر مبنای هندسه و فیزیولوژی عضلات در حول مفصل L_5/S_1 محاسبه شده است، که ۳

^{۱۰} Norm
^{۱۱} Right singular vector

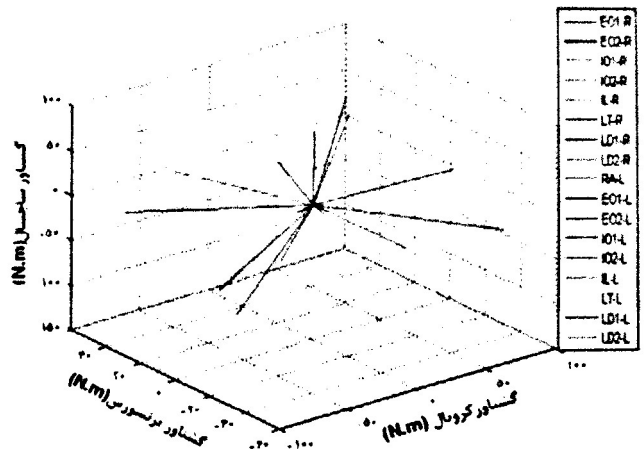
^{۱۲} Axial rotation

^{۱۳} Lateral bending

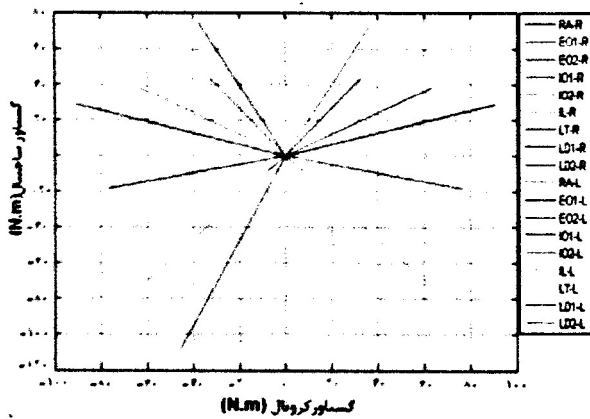
^{۱۴} Forward bending



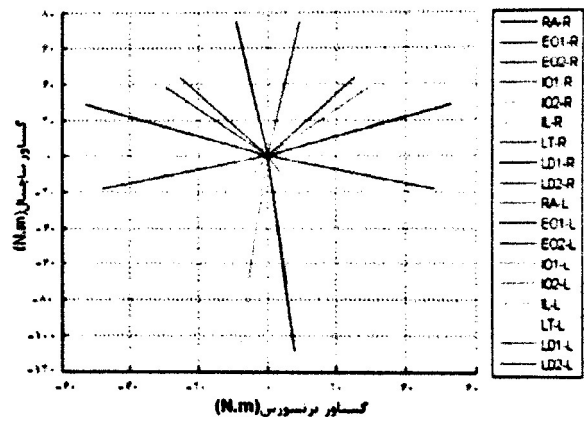
ب



الف



د



ج

شکل ۱- الف) ظرفیت ایجاد گشتاور هر عضله (در سمت راست: R؛ و در سمت چپ: L) در فضای سه بعدی؛ ب) بردار گشتاور عضلات در صفحه چرخش محوری بر حسب خمش جانبی؛ ج) بردار گشتاور عضلات در صفحه خمش رو به جلو بر حسب خمش جانبی؛ د) تصویر بردار گشتاور عضلات در صفحه خمش رو به جلو بر حسب چرخش محوری

دو زیر فضا در فضای فعالیت عضلات وجود دارند که بردارهای یکه^{۱۶} هر دو در V نمایش داده می‌شوند: فضای پوچ و فضایی عمود بر این فضا. حرکت در راستای بردارهای یکه فضای پوچ، تغییری در مقدار گشتاور ایجاد نمی‌کند؛ در حالی که حرکت در راستای بردارهای عمود بر فضای پوچ، سبب تغییرات مؤثر در مقدار گشتاور خارجی می‌شود.

درجه نامعینی سیستم برابر با تعداد بردارها در فضای پوچ است. در اینجا چون سه معادله و ۱۸ مجهول وجود دارد، بنابراین درجه نامعینی برابر ۱۵ خواهد بود و در نتیجه ۱۵ بردار یکه در فضای پوچ خواهیم داشت. هر یک از این بردارها در فضای پوچ یک جهت کلیدی برای نامعینی مذکور

است اگر و فقط اگر، بردارهایی با اندازه واحد u و v موجود باشند به طوری که:

$$Av = \gamma u \quad (12)$$

بردارهای u و v بردارهای منفرد چپ و راست برای γ نامیده می‌شوند.

با استفاده از روش تجزیه مقدار منفرد^{۱۵} برای ایجاد فضای پوچ، ماتریس A طبق رابطه (۱۳) به سه ماتریس تجزیه خواهد شد.

$$A_{3 \times 18} = U_{3 \times 3} S_{3 \times 18} V_{18 \times 18}^T \quad (13)$$

مؤلفه‌های قطری S لزوماً با مقادیر منفرد A برابر خواهند بود و ستون‌های U و V بردارهای منفرد راست و چپ برای مقادیر منفرد در ستون‌های متناظر در S خواهند بود.

^{۱۵}Singular value decomposition

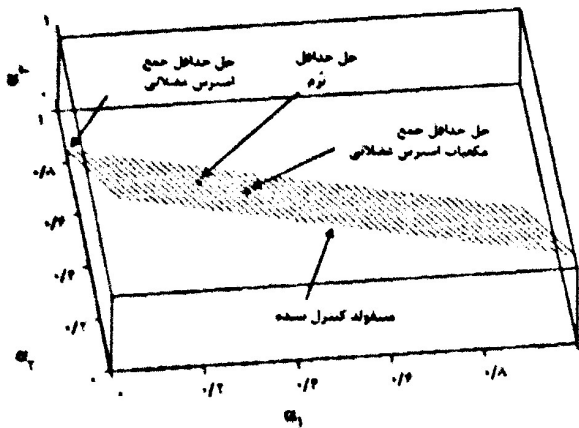
^{۱۶}Unit vector

فعال‌سازی عضلات در جهت فضای مثبت را بدون تغییر گشتاور خارجی در پی خواهد داشت.

برای روشن‌تر شدن این مفهوم، مانیفولد کنترل نشده در شکل ۲ نمایش داده شده است. فرض کنید که مدل فقط شامل سه عضله اول برای تولید گشتاور حول سطح مهره L_4/L_5 است (جدول ۱). هدف سیستم اعصاب مرکزی رسیدن به گشتاور فلکسیون^{۱۸} -80 N.m در جهت x است. بنابراین، در این مورد فقط یک معادله تعادل و سه مجهول وجود خواهد داشت (رابطه ۱۵).

$$A_{1,3} q_{3,1} = -80\text{ N.m} \quad (15)$$

شکل ۲ حل‌های مختلف بهینه را که روی سطح مانیفولد کنترل نشده قرار می‌گیرند، نمایش می‌دهد. این شکل نشان می‌دهد که انتخاب حل بهینه α در ساختن مانیفولد کنترل نشده اثری ندارد. در این مثال سه تابع هدف برای بهینه‌سازی استفاده شده که شامل حداقل جمع استرس عضلات، حداقل نرم و حداقل جمع مکعبات استرس عضلات بوده است. به طور خلاصه می‌توان گفت که نقاط روی این سطح تمام بی‌نهایت حل موجودند که سطح فعال‌سازی عضلات را مثبت نگه می‌دارند. هر نقطه غیرواقع روی این صفحه، شرایط تعادل را برقرار نخواهد کرد.



شکل ۲- مانیفولد کنترل نشده و نتایج بهینه‌سازی برای سه تابع هدف: حداقل نرم، حداقل جمع استرس عضلات و حداقل جمع مکعبات استرس عضلات. در این مثال، سه عضله عمل‌کننده روی یک مفصل، مدل شده اند تا مفهوم به شکل دپداری قابل نمایش باشد. بنابراین ماتریس‌های موجود در اینجا ساختار $A_{1,3}$ و $q_{3,1}$ دارند.

در فضای فعالیت عضلات است. شایان ذکر است که ۳ ستون اول V ، بردارهای یگه زیرفضای عمود بر فضای پوچ را نشان داده و بقیه ستون‌های V ، نماینده بردارهای یگه فضای پوچ برای A می‌باشند. البته باید در این مورد به موضوع دیگری نیز توجه کرد و آن اینکه، ممکن است مؤلفه‌های منفی در بعضی از بردارهای پایه فضای پوچ وجود داشته باشد، که اضافه کردن هر ترکیبی از این بردارها به سطح فعال‌سازی عضلات، تغییری در مقدار گشتاور ایجاد نکند، اما باعث ایجاد فعالیت منفی برای بعضی عضلات شود، که البته این امر قابل قبول نیست. باید توجه داشت که استفاده از روش بهینه‌سازی، نقطه‌ای در فضای فعالیت ارائه می‌دهد، که تابع هدف را کمینه کرده و تعادل و قیدهای فیزیولوژیک را برضا می‌کند (رابطه ۱۰). این نقطه در یک ابرمکعب^{۱۷} 18 بعدی خواهد بود که تمام فضای کاری را پوشش می‌دهد. در این صورت ۱۵ خط وجود دارد که از نقطه مورد نظر در جهت بردارهای یگه فضای پوچ می‌گذرند. فقط قسمتی از این خطوط که داخل این ابرمکعب قرار دارند، می‌تواند جواب‌های قابل قبول ایجاد کند. در این صورت فعالیت جدید و مثبت برای عضلات ایجاد می‌کند، بدون اینکه سبب تغییر در مقدار گشتاور خارجی گردد. برای اعمال این مفهوم معادله خط زیر باید برقرار باشد:

$$\frac{x_j - \alpha_1}{\epsilon_{1,j}} = \frac{x_j - \alpha_2}{\epsilon_{2,j}} = \dots = \frac{x_j - \alpha_r}{\epsilon_{r,j}} = r_j \quad (14)$$

$$i = 1 \dots 18, j = 1 \dots 15$$

در معادله بالا $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_r$ سطح فعالیت عضلات

است که به وسیله روش بهینه‌سازی به دست می‌آید.

$\epsilon_{1,j}, \epsilon_{2,j}, \dots, \epsilon_{r,j}$ مؤلفه‌های دکارتی ۱۵ بردار فضای پوچ، r_j است و x_1, x_2, \dots, x_{18} متغیرها در فضای سطح فعال‌سازی عضلات هستند. هدف پیدا کردن محدوده قابل قبول برای متغیر r_j است که با در نظر گرفتن محدود بودن متغیرهای مستقل (x_j) در فاصله ۰ و ۱ به دست می‌آید. اگر چنین محدوده‌ای برای r_j وجود داشت، هر عدد ثابتی از این محدوده می‌تواند انتخاب و در r_j ضرب شده و به فعالیت عضلانی که از بهینه‌سازی به دست آمده، اضافه شود. استفاده از همین روش برای بقیه بردارهای فضای پوچ، تغییر سطح

¹⁷ Hyper cube

¹⁸ Flexion

زاویه مفصل است. فرض شده است که $d_{m,3}$ ماتریس بازوی گشتاورهاست، که به صورت زیر نشان داده می‌شود:

$$d = \begin{bmatrix} \frac{\partial l_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_1}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial l_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_2}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial l_3}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_3}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_3}{\partial \theta_3} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial l_m}{\partial \theta_1} & \frac{\partial l_m}{\partial \theta_2} & \frac{\partial l_m}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (18)$$

که در $l_i = \partial l_i / \partial \theta_j$ ، i, j طول عضله و زاویه مفصلی متناظر است. بر طبق معادله برگمارک^{۲۰}، $k_{mm} = q \cdot (f_m / l_m)$ ، k_{mm} سختی اسکالر^{۲۱} خطی برای عضله m است $(k_{mm} = \partial F_m / \partial l_m)$:

$$k = \begin{bmatrix} k_{11} & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & k_{22} & 0 & \dots & 0 \\ 0 & 0 & k_{33} & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & k_{mm} \end{bmatrix} \quad (19)$$

برای به دست آوردن ماتریس سختی K برای بدن به عنوان تابعی از سختی عضلات و هندسه:

$$K_y = \frac{\partial M_i}{\partial \theta_j} = \frac{\partial (\sum_m F_m d_m)}{\partial \theta_j} \quad (20)$$

در این رابطه \vec{A} و \vec{J} اندیس‌هایی برای تشریح سختی در سیستم مختصات بدن هستند و m اندیسی برای عضله m است (F نیروی عضلانی است).

$$K_y = \sum_m \left(\frac{\partial F_m}{\partial \theta_j} d_m + F_m \frac{\partial d_m}{\partial \theta_j} \right) \quad (21)$$

با فرض ناچیز بودن ترم‌های درجه دو $\frac{\partial^2 l_m}{\partial \theta_j \partial \theta_k}$ به خصوص در حالت استاتیکی، داریم:

$$K_y = \sum_m \left(\frac{\partial F_m}{\partial \theta_j} d_m \right) = \sum_m (k_{mm} d_{mj} d_m) \quad (22)$$

با استفاده از ماتریس بالا، K به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$K = d^T k d \quad (23)$$

به عنوان یک حالت ساده شده، فرض می‌شود که المان‌های قطری K ، المان‌های کنترل شده سختی باشد، که با δ در (۱۶) نشان داده شده است. این المان‌ها، عناصر غالب بر اساس پیکربندی عضلات در سیستم‌اند. δ به

خصوصیات مانیفولد کنترل نشده (جهت بردار عمود بر آن در فضا) فقط به ماتریس $A_{1,3}$ بستگی دارد. مقادیر مختلف گشتاور، این سطح را به بالا و پایین حرکت می‌دهد، اما بردار نرمال سطح مانیفولد کنترل نشده، بدون تغییر باقی می‌ماند.

۲-۴- سختی زاویه‌ای^{۱۹}

این فرضیه که سختی عضلات می‌توانند به طور مؤثری به عنوان تابعی از نیروی عضلات و طول آنها تخمین زده شوند، در مطالعات پایداری کمر به خوبی نشان داده شده است [۱۹، ۲۰]. بر اساس بعضی از مطالعات سختی عضله با نیروی آن رابطه خطی دارد [۲۱، ۲۲]. یکی از روش‌ها برای کم کردن درجه نامعینی، اضافه کردن معادلات جدید به مجهولات (در این مورد α_i) سیستم اصلی معادلات است. این کار می‌تواند به وسیله اضافه کردن معادلات سختی مفصل به عنوان تابعی از سختی عضلات به مدل قبل باشد (معادله ۱۰). برای آماده‌سازی چنین معادلاتی، سختی زاویه‌ای مفصل استفاده شده است، تا به وسیله آن سه معادله اضافی ایجاد شود. در این حالت سیستم معادلات جدید در حالت کلی به شکل معادله (۱۶) در می‌آید:

$$\begin{bmatrix} A_{y \times m} \\ B_{y \times m} \end{bmatrix} q_{m \times 1} = \begin{bmatrix} b_{y \times 1} \\ \delta_{y \times 1} \end{bmatrix} \quad (16)$$

در رابطه (۱۶) شش معادله و m مجهول وجود دارد. بنابراین، درجه نامعینی برابر $(m-6)$ خواهد بود. در مراجع مرتبط، این نوع فرمول‌بندی فقط برای تعادل همزمان نیرو و گشتاور استفاده شده است (اما نه برای سختی) [۲۳].

در معادله (۱۶)، $\delta_{y \times 1}$ سه تایی سختی مطلوب بر حسب نیوتن-متر بر رادیان است. در حالت کلی سختی زاویه‌ای به صورت زیر نمایش داده می‌شود:

$$K = \begin{bmatrix} \frac{\partial M_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial M_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial M_1}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial M_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial M_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial M_2}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial M_3}{\partial \theta_1} & \frac{\partial M_3}{\partial \theta_2} & \frac{\partial M_3}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (17)$$

K ، ماتریس سختی سیستم اسکلتی عضلانی سه درجه آزادی است، که در آن $K_y = \partial M_i / \partial \theta_j$ ، M_i و θ_j گشتاور و

¹⁹ Angular Stiffness

²⁰ Bergmak's equation

²¹ Scalar

جدول ۲- سطح فعالیت عضلات که با روش بهینه‌سازی حداقل مربعات برای اعمال نیروهای خالص و ترکیبی به دست آمده است.

فعالیت عضلانی																	M_x	M_y	M_z	نوع گشتاور		
LD2-L	LD1-L	LT-L	IL-L	IO2-L	IO1-L	EO2-L	EO1-L	RA-L	LD2-R	LD1-R	LT-R	IL-R	IO2-R	IO1-R	EO2-R	EO1-R	RA-R					
0	0	0	0	0.10	0	0.12	0.08	0.10	0	0	0	0	0.10	0	0.12	0.08	0.10	0	0	0	0	R
0.01	0.01	0.15	0.10	0	0.03	0	0	0	0.01	0.01	0.15	0.10	0	0.03	0	0	0	0	0	0	0	F
0.05	0.01	0.07	0.10	0.13	0.14	0.07	0.18	0.09	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	LB
0	0	0.02	0.02	0	0	0.18	0.22	0.02	0.03	0.03	0.11	0.06	0.18	0.35	0	0	0	0	0	0	0	AR
0	0	0	0	0.22	0.13	0.15	0.20	0.23	0	0	0	0	0	0	0.08	0	0.12	0	0	0	0	E-LB
0.02	0.03	0.25	0.22	0.02	0.13	0.02	0.18	0	0.01	0	0.09	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	F-LB
0	0	0	0	0	0	0.24	0.36	0.21	0.01	0.01	0	0	0.31	0.31	0	0	0.13	0	0	0	0	E-AR
0	0	0.17	0.12	0	0	0.14	0.22	0	0.05	0.02	0.22	0.15	0.12	0.39	0	0	0	0	0	0	0	F-AR
0	0	0.12	0.13	0	0	0.23	0.58	0.09	0.03	0.02	0.06	0	0.08	0.22	0	0	0	0	0	0	0	LB-AR
0	0	0	0	0	0	0.30	0.56	0.26	0	0	0	0	0.15	0.12	0	0	0.01	0	0	0	0	E-LB-AR
0	0.01	0.26	0.23	0	0	0.20	0.60	0.01	0.02	0.02	0.19	0.06	0.02	0.28	0	0	0	0	0	0	0	F-LB-AR

• M_x - گشتاور خمش جانبی، M_y - گشتاور چرخش محوری، M_z - گشتاور فلکسیون - اکستانسیون.
 • فلکسیون (F)، اکستانسیون (E)، خمش جانبی به سمت راست (LB)، چرخش محوری چپ (AR).

یک سختی سه تایی تصادفی می‌تواند بر مبنای حداکثر سختی زاویه‌ای مطلوب انتخاب شود:

$$\delta = [1000 \ 100 \ 1000]^T N.m / rad$$

با متعادل کردن همان گشتاور ۵۰ N.m اکستانسیون در مثال قبل و ثابت نگهداشتن سختی مورد نظر، بردار جدید برای سطح فعالیت عضلات با روش بهینه‌سازی حداقل نرم برابر خواهد بود با:

$$\alpha = [0.42 \ 0 \ 0.12 \ 0.05 \ 0.57 \ 0.14 \ 0.37 \ 0.01 \ 0.03 \ 0.66 \ 0.48 \ 0.60 \ 0 \ 0.28 \ 0.21 \ 0.37 \ 0 \ 0]^T$$

با مقایسه این سطح فعالیت‌ها با سطر اول جدول ۲ می‌توان سطح فعالیت‌های اضافه به صورت هم‌فعالی یا فعالیت آنتاگونیست را برای ایجاد سختی تعیین شده δ مشاهده کرد. با به دست آوردن فضای پوچ (۱۵) و استفاده از همان روش برای پیدا کردن بازه f از (۱۳) بازه‌های ممکن برای f (مقدار بالا و پایین بازه با (f_1) و (f_2) نشان داده می‌شود) برابر است با:

$$f_1 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ -0.20 \ -0.20 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]$$

$$f_2 = [0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0.50 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]$$

این یک نتیجه معقول است و سختی زاویه‌ای سبب می‌شود که بردارهای ششم، هشتم و نهم فضای پوچ بتوانند سطح فعالیت عضله را بدون هیچ تغییری در گشتاور مورد نظر تغییر دهند (در ضمن، مثبت بودن سطح فعالیت‌ها نیز تضمین می‌شود). این مفهوم می‌تواند با مثال‌های زیر روشن

با استفاده از روش بهینه‌سازی (۱۰) برای گشتاورهای خالص و ترکیبی مختلف برای تمام ۱۸ عضله، حل بهینه حاصل می‌شود (جدول ۲). حل حداقل نرم برای متعادل کردن ۵۰ N.m گشتاور اکستانسیون با به کارگیری تمام عضلات مقادیر زیر را خواهد داد:

$$\alpha = [0.20 \ 0.08 \ 0.12 \ 0 \ 0.10 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0.20 \ 0.08 \ 0.12 \ 0 \ 0.10 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0 \ 0]^T$$

تعیین عملکرد آنتاگونیست و یا مخالف عضلات در ضمن تمرین‌های مختلف نیازمند استدلال‌های تحلیلی جزئی‌تری است. این مطلب باید در جای دیگر بحث شود هر چند بحث‌های مقدماتی در این زمینه به وسیله پوتوین^{۲۳} و همکارانش [۲۳] ارائه شده است.

باید تأکید کنیم که هر چند حل حداقل نرم طبق تعریف، فعالیت عضلات مخالف را کمینه می‌کند، اما عضلات زیادی برای ایجاد عمل چرخش محوری در تمرین‌های پیچیده درگیرند. هر حل دیگر برای سطوح فعالیت بالاتر، با همان ماتریس B ، باید از ترکیبی از فعالیت‌ها از فضای پوچ استفاده کرده باشد تا گشتاور ثابت بماند. اما این موضوع نیروی عکس‌العمل مفاصل و سختی آن را تغییر می‌دهد.

سختی مفصل باید به سیستم معادلات بالا اضافه شود. در این مدل، پیشینه سختی می‌تواند با ضرب ماتریس B در حداکثر سطح فعالیت عضلات به دست آید:

$$\delta_{max} = [2600 \ 566 \ 3828]^T N.m / rad$$

²³ Potvin

گشتاور اثر قابل ملاحظه‌ای می‌گذارد (شکل ۷- الف). اثر اعمالی روی نیروی عکس‌العمل مفصل با تغییر f برای بعضی از بردارهای فضای پوچ بیشتر بوده است (مانند بردار نهم) (شکل ۷- ب). در مورد سوم، سختی و گشتاور به طور همزمان، مشخص شده بودند، بنابراین دامنه محدودی برای تغییر سطح فعالیت عضلات و نیروی عکس‌العمل مفصل وجود داشته است (شکل ۸).

۴- بحث

روش ارائه شده در این تحقیق این امکان را فراهم می‌کند تا بعضی متغیرها (خروجی سیستم) را در کنترل کامل قرار دهیم، بعضی دیگر را به طور دقیق کنترل نکرده و امکان تغییر برای آنها را فراهم کنیم. این روش لزوماً به وسیله سیستم اعصاب مرکزی استفاده نخواهد شد، بلکه طرحی محاسباتی را ارائه می‌دهد که برای استفاده از عضلات در انجام وظیفه‌ای خاص، فضای فعالیت عضلانی را به دو زیرفضا تقسیم کنیم: مانیفولد کنترل نشده و زیرفضای مکمل آن. این یک ابزار مناسب خواهد بود که در آینده، به ما این امکان را خواهد داد تا به طور مثال درک کنیم که چه بخشی از EMG ثبت شده در جهت تغییر گشتاور و چه بخشی در راستای مانیفولد کنترل نشده بوده است.

در حالی که تشابه‌هایی میان روش استفاده شده در این تحقیق و فرمول‌بندی پومرو و همکارانش [۵] وجود داشت، در اینجا به صورت پایه‌ای سؤالات قابل ملاحظه‌ای مطرح و نتایج مربوطه ارائه گردیده است. سیستم اعصاب مرکزی می‌تواند فعالیت عضلات را به گشتاور و سختی عضلات تصویر کند. در گذشته، روش شبه‌معکوس^{۲۴} برای تصویرکردن گشتاور مفاصل به نیروی عضلات در سیستم‌های عصبی-عضلانی نامعین استفاده شده است [۷، ۲۴، ۲۵]. نقص آن روش، در نظر نگرفتن قیدهای فیزیولوژیکی کافی روی علامت نیروی عضلات بود. عضلات مانند طناب فقط قادر به ایجاد کشش‌اند و نمی‌توانند فشار دهند.

شود. اثر تغییر سختی لازم یا مطلوب با متعادل نگه داشتن گشتاور فلکسیون خارجی 50N.m ، در حالت قائم در شکل ۵ نشان داده شده است، سختی‌های بالاتر با سطح فعالیت‌های بالاتر عضلات و اثرات نامطلوب بارگذاری بر روی مفصل همراه خواهد بود. این مفهوم با انجام یک سری از شبیه‌سازی‌ها بیشتر روشن می‌شود. ۱۸ عضله ذکر شده در جدول ۱ را در نظر بگیرید، سه نوع استراتژی- وظیفه مختلف به وسیله سیستم اعصاب مرکزی ممکن است در نظر گرفته شود:

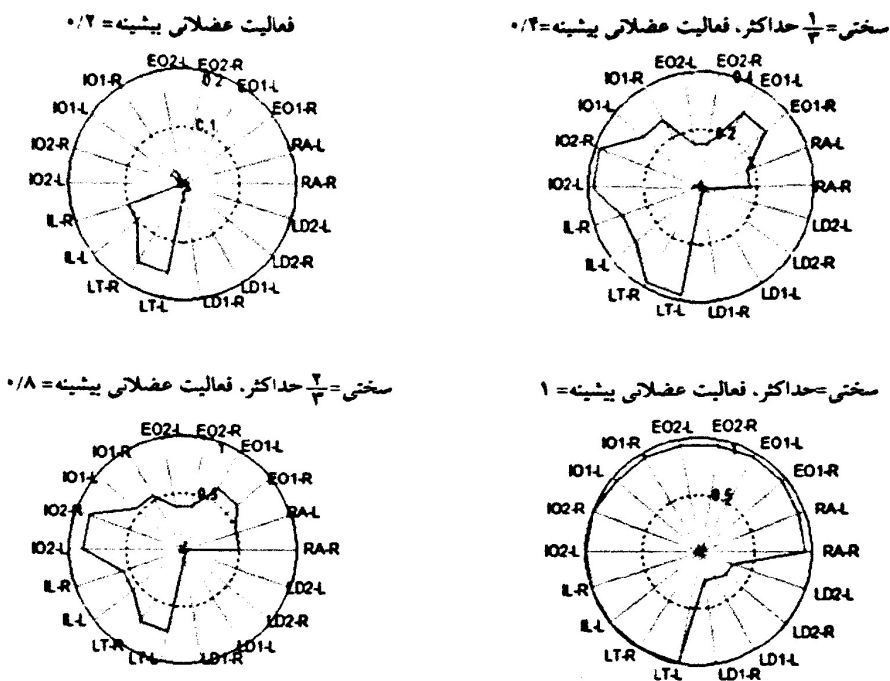
مورد اول: سیستم اعصاب مرکزی فقط مقاومت در برابر گشتاور 50N.m فلکسیون را در نظر می‌گیرد ($\mathbf{b} = [0 \ 0 \ -50]^T$) و به سختی مفاصل اهمیت نمی‌دهد.

مورد دوم: هدف سیستم اعصاب مرکزی تنظیم سختی زاویه‌ای به مقدار $\mathbf{\xi} = [1000 \ 100 \ 1000]^T \text{N.m/rad}$ است و گشتاورها را ارضا نمی‌کند.

مورد سوم: سیستم اعصاب مرکزی می‌خواهد هر دو مورد گشتاور و سختی زاویه‌ای مفصل را مطابق مقادیر بالا، همزمان ارضا کند.

فضای پوچ و مقادیر (ξ_1) و (ξ_2) برای هر بردار پایه، محاسبه و در جدول (۳) نشان داده شده است. در مورد اول انتظار داریم مقادیر مختلفی از سختی زاویه‌ای و نیروی عکس‌العمل مفصل را ببینیم (هر چند گشتاور خارجی تغییر نمی‌کند) (شکل ۶). با توجه به اینکه نیروی عضلات بر نیروی عکس‌العمل مفصلی غالب است، از اثر وزن بدن در نیروی عکس‌العمل مفصلی در تمام حالات صرف‌نظر شده است. در مورد اول فقط یک بردار یکه فضای پوچ قابل قبول بوده و در نتیجه یک دسته ξ در شکل ۶ داریم. در مورد دوم، تمام بردارهای پایه فضای پوچ در تغییر سطح فعالیت عضلات شرکت می‌کنند (جدول ۳). در مورد سوم نیز، فقط یکی از بردارهای فضای پوچ شرکت می‌کند. در مورد اول هدف سیستم اعصاب مرکزی ایجاد گشتاور ثابت مورد نظر است. نتیجه مورد دوم جالب است. از آنجا که تغییر f باعث تغییر زیادی در سطح فعالیت عضلات می‌شود، در تغییر

^{۲۴}Pseudo inverse

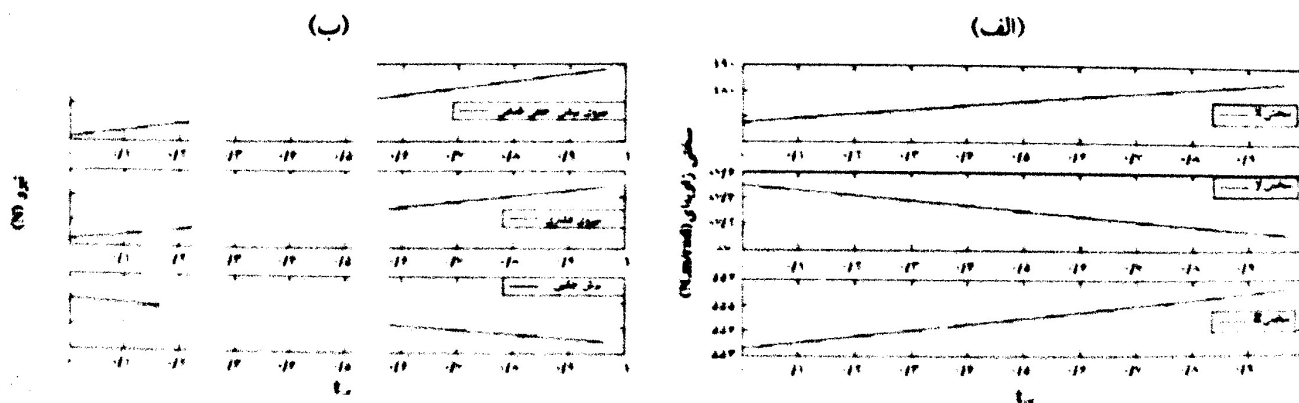


شکل ۵- سطح فعالیت عضلات برای سطوح مختلف سختی که برای متعادل کردن گشتاور فلکسیون ۵۰ N.m مطالبه شده است

$$(\delta_{max} = [2600 \ 566 \ 3828]^T \text{ N.m/rad})$$

جدول ۳- مقادیر حد بالا و پایین برای (I) در سه مورد مذکور

بردارهای پایه فضای بروج															اهداف کنترلی سیستم
۱۵	۱۴	۱۳	۱۲	۱۱	۱۰	۹	۸	۷	۶	۵	۴	۳	۲	۱	انصاب مرکزی
۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	f_1
۰	۰/۹۸	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	f_2
-۰/۰۳	-۰/۰۲	-۰/۰۲۲	-۰/۰۳۹	-۰/۰۴۰	-۰/۰۱۰	-۰/۰۱۹	-۰/۰۳۰	-۰/۰۲۲	-۰/۰۰۳	-۰/۰۰۲	-۰/۰۰۶	-۰/۰۳۹	-۰/۰۴۰	-۰/۰۱۰	f_3
۰/۹۸	۰/۹۸	۰/۴۵	۰/۷۰	۰/۳۹	۰/۱۱	۰/۸۳	۰/۳۰	۰/۸۰	۰/۹۸	۰/۹۸	۰/۳۵	۰/۷۰	۰/۳۹	۰/۱۱	f_4
-	-	-	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	f_5
-	-	-	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰/۳۲	۰	۰	۰	۰	f_6

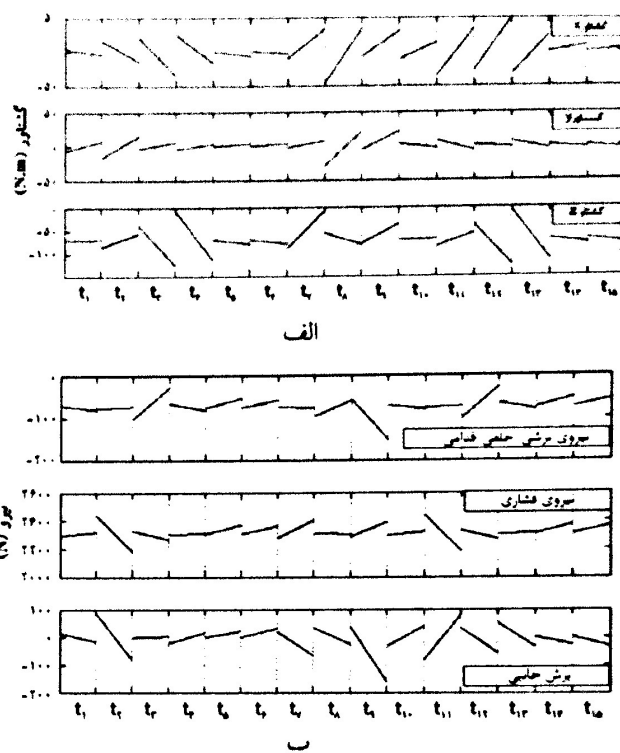


شکل ۶- مورد اول: ثابت نگهداشتن $b = [0 \ 0 \ -50]^T \text{ N.m}$ در حالی که مقادیر زیر نخعین زده می شود. الف) سختی مفصل: ب) نیروی

عکس العمل مفصلی

این، نتایج تجربی مشخص می‌کند که عضلات در غالب گروه‌های همکار به کار گرفته می‌شوند. عضویت و خصوصیات آنها شامل شبکه‌های پیچیده است که تحت عنوان نقشه‌های حسی- حرکتی شناخته می‌شوند [۲۶-۲۸]. محدودیت روش موجود این است که در آن آناتومی فعال سیستم اسکلتی-عضلانی مدل می‌شود، در حالی که قیدهای سیستم عصبی نادیده گرفته شده‌اند. به عبارت دیگر، هر عضله به عنوان عامل مستقلی در نظر گرفته می‌شود، و آثار وابسته به عمل با سطوح بالاتر فرامین (مثل فاکتورهای محیطی که با سیستم حسی انتقال داده می‌شود) نادیده گرفته می‌شوند. تحقیقی مناسب که به مطالعه آثار این پدیده در عملکرد دست پرداخته باشد، موجود است [۲۹]. سختی مطلوب بر مبنای تجربیات گذشته، شرایط محیطی و ترس از آسیب یا بروز درد، سطح فعالیت عضله را نسبت به گشتاور خارجی تغییر می‌دهد. نظریه‌ها و فرضیه‌های متعددی در پیش‌بینی ضرورت استفاده از استراتژی‌های هم‌فعال وجود دارد که نحوه به کارگیری عضلات را در نارسایی‌های کم‌تغییر می‌دهد [۳۰]. خواه، این قیدها قابلیت تحرک بین مهره‌ای را به منظور جلوگیری از آسیب رسیدن به بافت کم‌کند و یا نحوه به کارگیری عضلات را تغییر دهد [۱۵، ۱۶].

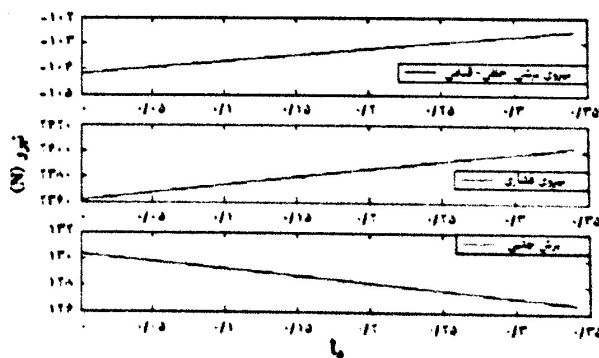
روشی که در این مقاله برای حل نامعینی‌ها و لامنتغیرها پیشنهاد شده است، هنوز در بحث کنترل حرکتی مسأله‌ای غامض و بدون پاسخ است [۳۱]. ممکن است تفسیری برای آموختن، کم کردن تدریجی کنترل دقیق روی سطح فعالیت عضلات باشد. بدین ترتیب، سطح فعالیت عضلات (بر اساس متغیرهایی که برای وظیفه‌ای خاص در نظر گرفته می‌شوند) کمتر معین خواهد گردید (سختی مفصل) و سیستم قابلیت انعطاف‌پذیری بیشتری در استفاده از فضای پوچش (از دید استراتژی کم کردن خستگی و پاسخ به تغییر شرایط محیطی) نشان خواهد داد. چهارچوب کاری حاضر، امکان استفاده از ابزارهای هندسی و روش‌های تحلیلی را برای رجوع به مفاهیم بیومکانیکی فراهم می‌کند. از جمله این مفاهیم می‌توان به کنترل‌پذیری^{۲۵}، تغییرپذیری^{۲۶}، پیچیدگی^{۲۷} و تعیین‌پذیری^{۲۸} که قسمت محدودی از تئوری دینامیک



شکل ۷- مورد دوم: ثابت نگهداشتن

$\delta = [1000 \ 100 \ 1000] N.m / rad$ در حالی که مقادیر: (الف)

گشتاور مقاوم؛ (ب) نیروی عکس‌العمل مفصلی؛ تخمین زده می‌شوند.



شکل ۸- مورد سوم: ثابت نگهداشتن $b = [0 \ 0 \ -50]^T N.m$

و $\delta = [1000 \ 100 \ 1000] N.m / rad$ در حالی که مقادیر

نیروی عکس‌العمل مفصلی تخمین زده می‌شود.

بنابراین روش حاضر محدودیت قابل ملاحظه موجود در مطالعات پیشین را، بر مبنای روش شبه‌معکوس حل کرده است. اضافه کردن سختی به گشتاورهای مطلوب در طرف راست سیستم معادلات (۱۶) بر مبنای این مفهوم است که هر عضله می‌تواند به عنوان عامل مستقلی عمل کند. با وجود

²⁵ Controllability

²⁶ Variability

²⁷ Complexity

²⁸ Determinism

- reflex, IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng 2008; 16(1): 106-118.
- [3] Nussbaum M.A., Chaffin D.B., Lumbar muscle force estimation using a subject-invariant 5-parameter EMG-based model, J Biomech 1998; 31(7): 667-672.
- [4] Cholewicki J., McGill S.M., Norman R.W., Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Towards development of a hybrid approach, Journal of Biomechanics 1995; 28(3): 321-331.
- [5] Pomero V., Lavaste F., Imbert G., Skalli W., A proprioception based regulation model to estimate the trunk muscle forces, Comput Methods Biomech Biomed Engin 2004; 7(6):331-338.
- [6] Burdet E., Osu R., Franklin D.W., Milner T.E., Kawato M., The central nervous system stabilizes unstable dynamics by learning optimal impedance, Nature 2001; 414(6862):446-449.
- [7] Neilson P.D., Neilson M.D., Motor maps and synergies, Hum Mov Sci 2005; 24(5-6):774-797.
- [8] Nasserolelami B., Parnianpour M., Mousavi S.J., Muscles coactivation in biomechanical models, J Research in Rehab Sci (Medical University of Isfahan) 2007; 4:5-10.
- [9] Cholewicki J., McGill S.M., Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain, Clin Biomech (Bristol, Avon) 1996; 11(1): 1-15.
- [10] Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O., Stokes I., ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics, J Biomech 2002; 35(4): 543-548.
- [11] Hatze H., A myocybernetic control model of skeletal muscle, Biol Cybern 1977; 25(2): 103-119.
- [12] McGill S.M., Norman R.W., Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting, Spine 1986; 11(7):666-678.
- [13] Parnianpour M., Nordin M., Kahanovitz N., Frankel V., 1988 Volvo award in biomechanics. The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns, Spine 1988; 13(9): 982-992.
- [14] Mousavi S.J., Olyaei G.R., Talebian S., Sanjari M.A., Parnianpour M., The effect of angle and level of exertion on trunk neuromuscular performance during multidirectional isometric activities, Spine, (in press).
- [15] Moseley G.L., Hodges P.W., Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? Clin J Pain 2005; 21(4): 323-329.
- [16] Hall L., Tsao H., Macdonald D., Coppieters M., Hodges P.W., Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain, J Electromyogr Kinesiol 2007 (in press).
- [17] Dul J., The biomechanical prediction of muscle forces, J Biomech 1986; 1(1) 27-28.
- [18] Scholz J.P., Schoner G., The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task, Exp Brain Res 1999; 126(3): 289-306.
- [19] Lawrence B.M., Buckner G.D., Mirka G.A., An adaptive system identification model of the biomechanical response of the human trunk during

غیرخطی در کنترل حرکتی است، اشاره کرد [۳۲].

۵- نتیجه گیری

در این مطالعه، روش‌های مختلفی که سیستم اعصاب مرکزی ممکن است نامعینی سیستم اسکلتی-عضلانی را به کار گیرد، مورد بحث قرار گرفته و مفهوم نامعینی سینتیکی با استفاده از مدل ۱۸ عضله‌ای در سطح مهره‌ای L۵/L۶ تشریح شده است. فضای پوچ سیستم از نظر سینتیکی وقتی که گشتاور و یا سختی مفصلی مشخصی مورد نیاز است، استخراج و درباره آن بحث شده است. نتایج نشان داد که فرمول‌بندی ارائه شده برای نگه داشتن یک گشتاور ثابت و یا رسیدن به سختی مطلوب کمر، به وظیفه درخواستی وابسته است و استفاده از فضای پوچ سیستم فقط بر متغیرهای کنترل نشده اثر می‌گذارد. این امر برای حالتی که در آن فقط یک یا دو متغیر (گشتاور و سختی) کنترل می‌شوند، صادق است. تغییر در متغیرهای کنترل نشده (در اینجا نیروهای عکس‌العمل مفصل) که می‌تواند از مقادیر ناچیز تا قابل‌ملاحظه تغییر کند، به اهمیت درجات آزادی اضافی در فضای فعالیت اشاره می‌کند. نتایج این تحقیق، بر نقش اضافه کردن متغیرهای کنترل شده برای یک سیستم نامعین تأکید دارد و چهارچوبی را برای تحلیل‌های بیشتر مدل‌های پیچیده چند عضله‌ای در راستای ملاحظات تئوری و بالینی معرفی می‌کند.

سپاسگزاری

نویسندگان لازم می‌دانند از زحمات جناب آقای دکتر سید جواد موسوی که در آماده‌سازی این مقاله، گروه را همراهی کردند، تشکر و قدردانی کنند.

مراجع

- [1] Li G., Kaufman K.R., Chao F.Y., Rubash H.E., Prediction of antagonistic muscle forces using inverse dynamic optimization during flexion/extension of the knee, J Biomech Eng 1999; 121(3): 316-322.
- [2] Zemah-Davaran S., Hemami H., Barni K., Shirazi-Adl A., Parnianpour M., Dynamic stability of spine using stability-based optimization and muscle spindle

- [26] Ting L.H., Dimensional reduction in sensorimotor systems: a framework for understanding muscle coordination of posture, *Prog Brain Res* 2007; 165: 299-321.
- [27] Ting L.H., McKay J.L., Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement, *Curr Opin Neurobiol* 2007; 17(6): 622-628.
- [28] Scott S.H., Optimal feedback control and the neural basis of volitional motor control, *Nat Rev Neurosci* 2004; 5(7): 532-546.
- [29] Schieber M.H., Santello M., Hand function: peripheral and central constraints on performance, *J Appl Physiol* 2004; 96(6): 2293-2300.
- [30] van Dieen J.H., Selen L.P., Cholewicki J., Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature, *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13(4): 333-351.
- [31] Guigon E., Baraduc P., Desmurget M., Computational motor control: redundancy and invariance, *J Neurophysiol* 2007; 97(1): 331-347.
- [32] Riley M.A., Turvey M.T., Variability of determinism in motor behavior, *J Mot Behav* 2002; 34(2): 99-125.
- sudden loading, *J Biomech Eng* 2006; 128(2): 235-241.
- [20] Cholewicki J., Simons A.P., Radebold A., Effects of external trunk loads on lumbar spine stability, *J Biomech* 2000; 33(11): 1377-1385.
- [21] Bergmark A., Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering, *Acta Orthop Scand Suppl* 1989; 230: 1-54.
- [22] Cholewicki J., McGill S.M., Relationship between muscle force and stiffness in the whole mammalian muscle: a simulation study, *J Biomech Eng* 1995; 117(3): 339-342.
- [23] Potvin J.R., O'Brien P.R., Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability, *Spine* 1998; 23(7): 774-780.
- [24] Neilson M.D., Neilson P.D., A neuro engineering solution to optimal tracking problem, *Hum Mov Sci* 1999; 28(8): 155-183.
- [25] Yamaguchi G.T., Moran D.W., Si J., A computationally efficient method for solving the redundant problem in biomechanics, *J Biomech* 1995; 28(8): 999-1005.