

## Estimation of Low Back Muscles and Joints Forces in Various Physical Tasks using a Combined Optimization-EMG based Spinal Model

Y. Mohammadi<sup>۱</sup>, R. Abedi<sup>۱</sup>, N. Arjmand<sup>۲</sup>, G. R. Ataei<sup>۳</sup>, N. Fatouree<sup>۴\*</sup>

<sup>۱</sup>Ph.D Student, Faculty of Biomechanics, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

<sup>۲</sup> Associate Professor, Faculty of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

<sup>۳</sup>Instructor, Faculty of Paramedical Sciences, Department of Radiological Technology, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran

<sup>۴</sup>Associate Professor, Faculty of Biomechanics, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Receipt in the Online Submission System: ۲ May ۲۰۱۸, Received in Revised Form: ۱۱ June ۲۰۱۸, Accepted: ۱۸ June ۲۰۱۸

### Abstract

The growth of low back pain and disorders are increasing in different societies. Furthermore, the direct in vivo measurement of spinal and muscle forces is so difficult. Hence, the use of musculoskeletal biomechanical models has been emerged applicably as a tool for calculating and estimating spinal forces under various activities. Thus, the purpose of this study is to estimate the mentioned forces with different methods especially in lifting tasks. To this end, a six-joint model with eighteen degrees of freedom and ۲۶ trunk muscle fascicles has been developed. Due to more number of unknowns (muscle forces) than equilibrium equations, the system is redundant and the problem is indeterminate to be solved. So the electromyography assisted optimization (EMGAO) approach is used for estimating muscle forces. Since foregoing EMG muscle forces do not satisfy equilibrium equations, correction coefficients have been used for satisfying equilibrium at all lumbar joint levels. According to results in an identical task, all of the approaches indicated substantial differences in correction coefficients for each muscle. Although the stability and muscle forces are different in various EMGAO methods, spinal compression and shear forces are closer to each other in these methods. For validation of results, the intradiscal pressure (IDP) at L<sup>۴</sup>-L<sup>۵</sup> in various methods are in agreement with in vivo IDP value of an experimental test measurement so that both of them reported this quantity in the range of ۰.۳-۱.۸ (MPa).

**Keywords:** *Electromyography, Hybrid Methods, Intradiscal Pressure, Low Back Muscle Force, Optimization*

---

#### Corresponding Author

Address: Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, P. O. Box: ۱۰۸۷۰۴۴۱۳, Tehran, Iran  
Tel: +98 21 74042374  
Fax: +98 21 77478187  
E-mail: [nasser@aut.ac.ir](mailto:nasser@aut.ac.ir)

## تخمین نیروهای عضلات و مفاصل کمری تحت فعالیت‌های فیزیکی مختلف با استفاده از

### یک مدل ترکیبی بهینه‌سازی و الکترومایوگرافی از ستون فقرات

یوسف محمدی<sup>۱</sup>، رسول عابدی<sup>۱</sup>، نوید ارجمند<sup>۲</sup>، غلامرضا عطایی<sup>۳</sup>، ناصر فتورائی<sup>۴\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکترا، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

<sup>۲</sup> دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

<sup>۳</sup> مربی، گروه پیراپزشکی، دانشکده‌ی پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بابل، بابل

<sup>۴</sup> دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۷/۲/۱۷، بازنگری: ۱۳۹۷/۳/۲۱، پذیرش قطعی: ۱۳۹۷/۳/۲۸

#### چکیده

شیوع کمردرد و ناهنجاری‌های کمری در جوامع مختلف رو به افزایش است، به علاوه اندازه‌گیری مستقیم نیروی مربوط به عضلات و مهره‌های ستون فقرات بسیار دشوار است. از این‌رو، استفاده از مدل‌های بیومکانیکی اسکلتی-عضلانی به عنوان یک ابزار جهت محاسبه و تخمین نیروهای وارده بر ستون فقرات در فعالیت‌های مختلف کاربرد فراوانی پیدا کرده است. لذا هدف این پژوهش تخمین نیروهای مذکور به روش‌های مختلف به خصوص در فعالیت باربرداری می‌باشد. بدین منظور از یک مدل اسکلتی-عضلانی آناتومیکی توسعه یافته شامل ۶ مفصل سه درجه‌ی آزادی و ۷۶ فسیکل عضلانی استفاده شده است. به علت بیش‌تر بودن تعداد مجهولات (نیروی عضلات) از تعداد معادلات تعادل، سیستم دچار افزونگی بوده و مساله جهت حل، نامعین می‌باشند. بنابراین، از روش‌های ترکیبی بهینه‌سازی و الکترومایوگرافی برای تخمین نیروی عضلات استفاده شده است. از آن‌جا که نیروهای عضلات حاصل از روش الکترومایوگرافی، معادلات تعادل را ارضا نمی‌کند، از یک سری ضرایب تصحیح جهت ارضای معادلات تعادل در تمام سطوح مفصلی کمری استفاده شده است. طبق نتایج به دست آمده برای یک فعالیت فیزیکی خاص، به علت استفاده از الگوریتم‌های مختلف جهت یافتن نیروها، ضرایب تصحیح متفاوتی برای هر عضله در روش‌های ترکیبی مختلف به دست می‌آید. مقادیر متفاوتی برای نیروی عضلات و میزان پایداری تخمینی توسط روش‌های ترکیبی مختلف به دست آمد، اما نیروهای فشاری و برشی مفصلی در مدل‌های ترکیبی به یک‌دیگر نزدیک می‌باشد. جهت صحت‌سنجی نتایج مدل، از داده‌های مربوط به فشار دیسک چهارم و پنجم کمری در یک مطالعه‌ی آزمایشگاهی استفاده شد، که هر دو مورد فشار را در محدوده‌ی ۰/۳ - ۱/۸ مگاپاسکال گزارش کرده‌اند.

کلیدواژه‌ها: الکترومایوگرافی، بهینه‌سازی، روش‌های ترکیبی، فشار درون دیسکی، نیروی عضلات کمری

\*نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، کد پستی: ۱۵۸۷۵۴۴۱۳

تلفن: ۶۴۵۴۲۳۶۸ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۴۶۸۱۸۶ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: nasser@aut.ac.ir

## ۱- مقدمه

که در آن معادلات تعادل تنها حول یک سطح مفصل بین مهره‌های L4-L5 ارضا شده است.

در پژوهش حاضر، معادلات مذکور به تمامی سطوح مفصلی کمری تعمیم داده شده است. سپس به کمک داده‌های آزمایشگاهی، از قبیل داده‌های الکترومایوگرافی و سینماتیک مفاصل ستون فقرات کمری، مدلی شبه‌استاتیک برای تخمین نیروهای عضلات و مفاصل بین مهره‌ای ایجاد شده است. هم‌چنین در مدل حاضر از هم‌زمانی قیود مکانیکی (بهینه‌سازی) و فیزیولوژیکی (الکترومایوگرافی و مدل هیل) بهره گرفته شده تا هم‌زمان از مزایای هر دو روش استفاده شود. علاوه بر آن، در کنار قیود پایداری در سیستم، معادلات تعادل نیز در تمام سطوح (مفاصل) مدل ارضا شده‌اند. تمام موارد مذکور، در مدلی توسعه‌یافته از ستون فقرات صورت گرفته و نقش عناصر غیرفعال در هر دو معادله‌ی پایداری و تعادل لحاظ شده است، درحالی‌که در مطالعات پیشین بخشی از این موارد در نظر گرفته نشده، و یا این موارد در مدل‌هایی غیر از ستون فقرات و یا مدل‌هایی ساده‌تر به کار گرفته شده است.

## ۲- مواد و روش‌ها

## ۲-۱- روش مدل‌سازی

در این پژوهش، جهت فراهم کردن ورودی‌های یک‌سان برای تمامی روش‌ها، از یک مدل فرد-محور برای فردی با سن ۵۲ سال، قد ۱۷۴/۵ سانتی‌متر، وزن ۶۸/۴ کیلوگرم و بدون هیچ‌گونه سابقه‌ی کمردرد استفاده شده است [۱۵]. مشخصات فرد مذکور با مشخصات فردی که در مطالعه‌ی آزمایشگاهی و بلکه [۹] بررسی شده است، مطابقت دارد. مدل مذکور به صورت اسکلتی-عضلانی و عمل‌کردی، شامل ۱۸ درجه‌ی آزادی و ۷ لینک صلب (بیان‌گر مهره‌ها) با دقت بالا می‌باشد، که از آن جهت پیش‌بینی نیروی عضلات و نیروهای مفصلی استفاده شده است. در این مدل، ۶ مفصل با سه درجه‌ی آزادی بیان‌گر رفتار دیسک‌های بین مهره‌ای می‌باشد و خواص مکانیکی بافت‌های غیرفعال، مانند دیسک‌ها و لیگامان‌ها، به صورت گشتاورهایی در سه جهت فضایی مدل شده‌اند [۱۶]. عناصر فعال این مدل، عضلات سواس ماژور، کوادراتوس لامبروم، لانجیسیموس، ایلوکستالیس، مولتی‌فیدوس، اکسترنال ابلیک، اینترنال ابلیک و رکتوس ابدومینیس هستند که هر کدام دارای چندین فاسیکل عضلانی می‌باشند (شکل ۱) [۱۷].

کمر درد یکی از شایع‌ترین دردهای مزمن در جوامع مختلف و مهم‌ترین عامل از کارافتادگی بزرگسالان به شمار می‌رود. از این رو همه ساله هزینه‌های سنگینی بر افراد جامعه و دولت‌ها تحمیل می‌شود. بیش از ۸۵٪ از بزرگسالان جامعه، حداقل یک بار کمردرد را تجربه کرده‌اند [۱]. کمردرد برای افرادی که فعالیت‌های سنگینی داشته‌اند، هزینه‌هایی بالغ بر ۱۰۰ میلیارد دلار را به طور مستقیم و غیرمستقیم در سال ۲۰۰۶ بر دولت‌ها تحمیل کرده است [۲، ۳]. به طور کلی علل کمردرد به سه عامل فردی (سن، جنسیت، ژنتیک)، روانی-اجتماعی (مانند عدم رضایت از شغل) و بیومکانیکی (مانند بارهای مکانیکی وارد بر ستون فقرات در حین فعالیت‌های فیزیکی) تقسیم می‌شود [۴، ۵]. لذا تخمین دقیق نیروی عضلات و دیسک‌های بین مهره‌ای و تعیین میزان پایداری ستون فقرات تحت فعالیت‌های مختلف فیزیکی، نقش موثری در جلوگیری از ناهنجاری‌های ستون فقرات و نیز طراحی برنامه‌های ویژه‌ی توانبخشی دارد [۶، ۷]. هم‌اکنون روشی برای اندازه‌گیری مستقیم نیروهای وارد بر ستون فقرات در انسان زنده وجود ندارد [۴، ۵]. بلکه آزمایش‌هایی جهت اندازه‌گیری فشار داخل دیسک انجام گرفته است که به کمک آن میزان نیروی دیسک به طور غیرمستقیم اندازه‌گیری می‌شود [۸، ۹]. اما این روش تهاجمی بوده و کم‌تر مورد استقبال قرار گرفته است، لذا استفاده از مدل‌های بیومکانیکی به منظور ارزیابی نیروی وارد بر مهره‌ها و پایداری ستون فقرات طی فعالیت‌های مختلف به رسمیت شناخته شده است [۱۰، ۱۱].

دولان و هم‌کاران [۱۲]، از روش الکترومایوگرافی<sup>۱</sup> با برقراری رابطه‌ی خطی بین سطح فعالیت و نیروی عضلات، جهت تخمین نیروی عضلانی استفاده کرده‌اند. اما این روش به دلیل عدم ارضای معادلات تعادل در تمامی سطوح از دقت کافی در برقراری قیود مکانیکی برخوردار نیست.

گراناتا و هم‌کارانش [۱۳] به منظور تخمین نیروهای عضلانی، از روشی مبتنی بر بهینه‌سازی با قیود تساوی تعادل و قیود غیرخطی پایداری استفاده کرده‌اند. اما به دلیل عدم استفاده از داده‌های فیزیولوژیک در آن، تطابقی با داده‌های آزمایشگاهی صورت نگرفته است.

گنیون و هم‌کارانش [۱۴] پژوهشی در زمینه‌ی به کارگیری روش‌های ترکیبی برای تخمین نیروهای عضلانی انجام داده‌اند،

<sup>۱</sup> Electromyography (EMG)

## ۲-۲- معادلات تعادل

در این تحقیق، کمر در حالت استاتیکی و شبه‌استاتیکی مدل می‌شود. بنابراین معادلات تعادل استاتیکی بر آن حاکم است. یعنی مجموع گشتاورهای وارد بر هر مفصل در هر راستا باید برابر با صفر باشد. گشتاورهای وارد بر مدل، عبارتند از:

- ۱- گشتاور نیروهای خارجی، شامل وزن بالاتنه، یا باری که فرد در دست نگه داشته است
- ۲- گشتاور عضلات، که در روابط (۱) و (۲) نشان داده شده‌اند (LOA همان خط اثر عضله می‌باشد).

$$M_{\text{external}} = (\text{Load position}_{\text{global}} - \text{joint position}_{\text{global}}) \times \text{Load Magnitude} \quad (1)$$

$$M_{\text{muscle}} = ((\text{Origin}_{\text{global}} - \text{joint position}_{\text{global}}) \times \text{LOA}) \times \text{Force}_{\text{Muscle}} \quad (2)$$

بالاتنه، میزان گشتاور ناشی از بافت‌های غیرفعال نیز به طور غیرخطی افزایش می‌یابد، که این رابطه از مطالعات آزمایشگاهی مانند مقاله‌ی شیرازی‌عدل [۱۸] حاصل شده است.

## ۳-۲- معادلات پایداری

برای برقراری پایداری در مدل، از مشتق دوم انرژی پتانسیل استفاده شده است. تغییر کل انرژی پتانسیل در یک موقعیت استاتیکی مشخص، ناشی از انرژی الاستیک ذخیره شده در فنرهای خطی، فنرهای پیچشی و کار انجام شده توسط نیروهای خارجی می‌باشد، که در آن عضلات نقش فنرهای خطی و دیسک‌ها نقش فنرهای پیچشی را ایفا می‌کنند. به طور کلی جهت اعمال پایداری به سیستم، مشتق دوم انرژی پتانسیل طبق رابطه‌ی (۳)، مثبت در نظر گرفته می‌شود [۷، ۱۹].

$$D = \det \left[ \frac{\partial^2 E}{\partial Q_i \partial Q_j} \right] > 0 \quad (3)$$

در رابطه‌ی (۳)، E انرژی پتانسیل و  $Q_i$  درجه‌ی آزادی i-ام سیستم ستون فقرات است.

فرض کنید در یک موقعیت ایستاده‌ی مشخص، طول و سختی عضله‌ی m-ام برابر با  $l_{om}$  و  $k_m$  باشد. در این صورت، انرژی ذخیره شده در عضلات از رابطه‌ی (۴) به دست می‌آید.

$$U_L = \sum_{m=1}^n F_m (l_{pm} - l_{om}) + \frac{1}{2} k_m (l_{pm} - l_{om})^2 \quad (4)$$

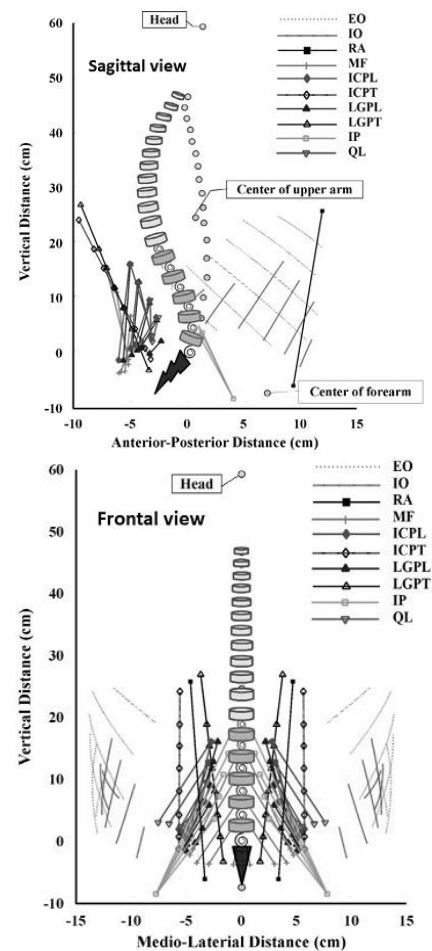
در رابطه‌ی (۴)،  $l_{pm}$  طول عضله بعد از تحریک می‌باشد. بنابراین با دو بار مشتق گرفتن از تابع انرژی پتانسیل بخش فعال عضله  $U_{LM}$ ، سهم بخش فعال عضله در پایداری مشخص می‌شود (رابطه‌ی ۵).

$$\begin{aligned} \frac{\partial^2 U_{LM}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} = & (k_m l_p^{-2} - F_m l_p^{-3}) \left[ \left( l_{px} \frac{\partial l_{px}}{\partial \alpha_i} + l_{py} \frac{\partial l_{py}}{\partial \alpha_i} + \right. \right. \\ & \left. \left. l_{pz} \frac{\partial l_{pz}}{\partial \alpha_i} \right) \left( l_{px} \frac{\partial l_{px}}{\partial \alpha_j} + l_{py} \frac{\partial l_{py}}{\partial \alpha_j} + l_{pz} \frac{\partial l_{pz}}{\partial \alpha_j} \right) \right] + \\ & F_m l_p^{-1} \left( \frac{\partial l_{px}}{\partial \alpha_i} \frac{\partial l_{px}}{\partial \alpha_j} + l_{px} \frac{\partial^2 l_{px}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} + \frac{\partial l_{py}}{\partial \alpha_i} \frac{\partial l_{py}}{\partial \alpha_j} + l_{py} \frac{\partial^2 l_{py}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} + \right. \\ & \left. \frac{\partial l_{pz}}{\partial \alpha_i} \frac{\partial l_{pz}}{\partial \alpha_j} + l_{pz} \frac{\partial^2 l_{pz}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} \right) \quad (5) \end{aligned}$$

در رابطه‌ی (۵)،  $\alpha_i$  درجه‌ی آزادی i-ام مدل و  $l_p$  طول عضله بعد از تحریک می‌باشد. مقدار  $k_m$  از رابطه‌ی (۶) به دست می‌آید.

$$k_m = q \frac{F_m}{l_{pm}} \quad (6)$$

در رابطه‌ی (۶)، q برابر با ۵ فرض شده است [۷]،  $F_m$  طول عضله m-ام را نشان داده و  $l_{pm}$  نیز نشان دهنده‌ی طول عضله بعد از تحریک می‌باشد، که به علت کوچک بودن تغییرات



شکل (۱) - مدل اسکلتی-عضلانی بالاتنه و ستون فقرات

منبع سوم برای ایجاد گشتاور حول یک مفصل، بافت‌های غیرفعال، شامل دیسک‌ها و لیگامان‌ها می‌باشد. میزان گشتاور این عناصر متناظر با میزان چرخش کمر می‌باشد که با یکدیگر رابطه‌ی مستقیم دارند. به عبارت دیگر، با افزایش زاویه‌ی خمش

خود این ضریب در فعالیت‌های مختلف عوض شده و محاسبات را دچار خطا می‌کند.

در این پژوهش، جهت ارضای معادله‌ی تعادل در تک‌تک مفاصل مدل ۱۸ درجه‌ی آزادی و نیز جهت حفظ الگوی فیزیولوژیکی فعال‌سازی عضلات توسط سیستم اعصاب مرکزی، که توسط داده‌های الکترومایوگرافی به مدل وارد می‌شود، از روش‌های ترکیبی (بهینه‌سازی-الکترومایوگرافی) استفاده گردیده است.

در این روش‌ها، ابتدا نیروی عضلات توسط رابطه‌ی خطی بیان‌کننده‌ی ارتباط میان سیگنال الکترومایوگرافی عضله و نیروی عضله، محاسبه شد. سپس با محاسبه‌ی گشتاور حول یکی از مفاصل مدل ۱۸ درجه‌ی آزادی، مشاهده شد که معادلات تعادل در این مفصل ارضا نمی‌گردد.

لذا جهت ارضای معادلات تعادل، از یک ضریب تصحیح یک‌سان برای تمامی عضلات، به منظور ارضای معادله‌ی تعادل حول مفصل دل‌خواه تعیین شده، استفاده گردید، که اتخاذ چنین شرایطی سبب ارضای معادله‌ی تعادل حول این مفصل شد. اما با انتخاب یک مفصل دیگر، مشاهده شد که نیروهای عضلانی اصلاح‌شده در مرحله‌ی قبل، توانایی ارضای معادله‌ی تعادل حول مفصل جدید را ندارند. بدین منظور استفاده از یک ضریب تصحیح، به دلیل عدم ارضای معادله‌ی تعادل در تمامی مفاصل، از روش‌های مورد بررسی در این پژوهش کنار گذاشته شد.

در مرحله‌ی بعد، سعی بر آن شد تا برای هر فاسیکل عضله، از یک ضریب تصحیح منحصر به فرد استفاده گردد. اما در این حالت به علت بیش‌تر بودن تعداد مجهولات (ضرایب تصحیح) از تعداد معادلات تعادل، امکان استفاده از روش‌های تحلیلی برای به دست آوردن مجهولات وجود نداشت. بدین منظور از روش‌های بهینه‌سازی که داده‌های الکترومایوگرافی نیز در آن‌ها وارد می‌گردد استفاده گردید.

در این پژوهش از سه روش ترکیبی زیر استفاده شده است:

#### ۲-۴-۱- روش ترکیبی الکترومایوگرافی و بهینه‌سازی در

##### یک مفصل<sup>۲</sup> [۲۰]

در این حالت معادلات تعادل و داده‌های الکترومایوگرافی تنها در یک سطح یا مفصل ارضا می‌شوند (رابطه‌ی ۸).

$$\text{Minimize [Cost Function} = \sum_{i=1}^n M_i (1-g_i)^2]$$

$$M_i = \sqrt{M_{xi}^2 + M_{yi}^2 + M_{zi}^2}$$

$$\sum_{i=1}^n g_i \cdot M_{xi} = M_x, \quad \sum_{i=1}^n g_i \cdot M_{yi} = M_y,$$

$$\sum_{i=1}^n g_i \cdot M_{zi} = M_z, \quad g_i > 0 \quad (8)$$

جابه‌جایی‌ها،  $l_{pm}$  به طور تقریبی برابر  $l_{0m}$  و به عنوان طول عضله در موقعیت مورد نظر فرض شده است.

کار نیروی خارجی از ضرب داخلی نیرو در جابه‌جایی به دست می‌آید. برای محاسبه‌ی ماتریس هسین<sup>۱</sup> مربوط به آن، از کمیت اسکالر کار نیروی خارجی نسبت به درجه‌ی آزادی سیستم (زوایای مفصلی) مشتق مرتبه‌ی دوم گرفته می‌شود، که در نهایت یک ماتریس  $18 \times 18$  حاصل می‌شود. در رابطه‌ی  $(Y)$   $h_p$  موقعیت نیروی خارجی را نشان می‌دهد و  $F$  نشان دهنده‌ی برآیند نیروهای خارجی است.

$$\frac{\partial^2 W}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} = F_x \frac{\partial^2 h_{px}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} + F_y \frac{\partial^2 h_{py}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} + F_z \frac{\partial^2 h_{pz}}{\partial \alpha_i \partial \alpha_j} \quad (Y)$$

#### ۲-۴-۲- روش‌های ترکیبی بهینه‌سازی و الکترومایوگرافی

##### جهت محاسبه‌ی نیروهای عضلانی

هدف استفاده از مدل‌های بیومکانیکی اسکلتی-عضلانی، به دست آوردن نیروی عضلات و نیروهای وارد بر مفاصل است. روش‌های بهینه‌سازی و استفاده از داده‌های سیگنال الکترومایوگرافی عضلات، دو روش پایه جهت محاسبه‌ی نیروهای عضلانی می‌باشند. روش بهینه‌سازی، یک تابع هدف، مانند مجموع مربعات تنش‌های عضلانی، را جهت بهینه‌ی یا کمینه‌سازی در نظر می‌گیرد. به عبارت دیگر فرض می‌شود که در همه‌ی افراد، مجموع مربعات تنش‌های عضلات، کمینه می‌گردد. از این‌رو، بین افراد مختلف، تفاوتی قائل نمی‌شود، زیرا هر فرد بسته به شرایط فیزیولوژیکی مربوط به خود، ممکن است معیارهای متفاوتی را جهت کمینه‌سازی فعالیت و یا خستگی عضلات داشته باشد. تفاوت توان عضلانی در افراد مختلف، به سیستم اعصاب مرکزی و پارامترهای فیزیولوژیکی عضلانی آن‌ها وابسته است. اما از آن‌جا که مدل مورد مطالعه در این پژوهش فرم‌محور می‌باشد، خطای مربوط به تفاوت افراد، قابل چشم‌پوشی است. به علاوه، روش بهینه‌سازی، اغلب نیروهای عضلات آنتاگونیست<sup>۲</sup> (عضلاتی که در خلاف جهت حرکت حول مفصل نیرو اعمال می‌کنند) را ناچیز یا صفر محاسبه می‌کند، هرچند با اعمال شرط پایداری به مدل، سهم عضلات آنتاگونیست نیز ناچیز خواهد بود [۶]. روش الکترومایوگرافی نیز اگر چه اثر بیولوژیکی عضلات را در معادلات وارد کرده و بین افراد مختلف تفاوت قائل می‌شود، اما نیروهای آن مستقل از معادلات تعادل به دست آمده و آن‌ها را ارضا نمی‌کنند (مگر با لحاظ کردن ضریب تصحیح که

<sup>۱</sup> SEMGAO (Single-Joint EMG Assisted Optimization)

<sup>۱</sup> Hessian

<sup>۲</sup> Antagonist

دست آوردن نیروی عضلات دست مورد استفاده قرار گرفته است (رابطه‌ی ۱۰).

$$\begin{aligned} \text{Minimize (Cost Function)} &= \sum_{i=1}^6 \left( \frac{F_i}{PCAS_i} \right)^2 \\ \sum_{i=1}^n F_i \times F_i &= M \quad (a) \\ nEMG_m &= \frac{RMS\_EMG_m}{RMS\_EMG_{m \max}} \quad (b) \\ 0 \leq F_m \leq \sigma_{\max} \cdot PCSA_m \quad (c) \\ (1-\mu)F_m &< F_m < (1+\mu)F_m \quad (d) \quad (10) \end{aligned}$$

در رابطه‌ی (۱۰)،  $RMS\_EMG_m$  سیگنال هموارشده‌ی عضله‌ی m در یک فعالیت مورد نظر،  $RMS\_EMG_{m \max}$  سیگنال هموارشده‌ی عضله‌ی m در ماکزیمم فعالیت آن عضله،  $\sigma_{\max}$  حداکثر تنش تولیدشده در قسمت فعال عضله،  $PCSA_m$  سطح مقطع فیزیولوژیک عضله و  $\mu$  یک ضریب تصحیح با مقداری بین صفر و یک می‌باشد که در صورت صفر بودن، جواب با روش‌های مبتنی بر الکترومایوگرافی یکسان می‌شود و با حرکت آن به سمت یک، به جواب‌های مبتنی بر بهینه‌سازی نزدیک می‌گردد. بعد از محاسبه‌ی نیروی عضلات، با استفاده از زاویه‌ی قرارگیری مهره‌ها، نیروهای فشاری و برشی آن‌ها و فشار داخل دیسک بین مهره‌ای محاسبه می‌گردد. هم‌چنین با قرار دادن نیروی عضلات در تابع پایداری، به این پرسش که "آیا نیروی وارد بر ستون فقرات از نیروی بحرانی تجاوز می‌کند یا خیر؟" پاسخ داده می‌شود. جواب این سوال با علامت کمیت پایداری، که کوچک‌ترین مقدار ویژه‌ی ماتریس پایداری است، مشخص شده و از آن برای تخمین حاشیه‌ی پایداری استفاده می‌گردد.

## ۲-۵- فعالیت‌های فیزیکی شبیه‌سازی شده

فعالیت‌های انجام شده در این پژوهش مطابق جدول (۱) به دو دسته‌ی فعالیت‌ها در حالت‌های ایستاده و فلکشن تقسیم‌بندی می‌شود. قسمت اول که مربوط به فعالیت‌های ایستاده است به سه بخش تقسیم می‌گردد که عبارتند از:

الف) حالت ایستاده که در آن دست‌ها موازی و چسبیده به بدن قرار دارند

ب) حالت ایستاده به همراه بار ۸/۱۹ کیلوگرمی که در فاصله‌ی ۲۵ و ۵۵ سانتی‌متری از مهره‌ی ساکروم قرار گرفته است. حالتی که بار در فاصله‌ی ۵۵ سانتی‌متری قرار دارد، به علت بازوی گشتاور بالا، فعالیت سختی به شمار می‌آید که توسط تمامی افراد قابل اجرا نمی‌باشد.

ج) این نوع فعالیت‌ها بیش‌تر برای سنجش پایداری ستون فقرات استفاده می‌شود. به‌گونه‌ای که فاصله‌ی افقی بار تا مهره‌ی ساکروم

در رابطه‌ی (۸)،  $M_i$ ، برآیند گشتاور عضله در سه جهت متفاوت،  $M_x$ ،  $M_y$  و  $M_z$  نشان‌گر گشتاورهای ناشی از بار خارجی و وزن بالاتنه در سه راستای x، y و z، و  $g_i$  ضرایب تصحیح عضلات جهت ارضای معادله‌ی تعادل هستند.

این روش که ترکیبی از الکترومایوگرافی [۲۱] و بهینه‌سازی است، برای اولین بار توسط چلوپکی [۲۰] در سال ۱۹۹۴ ارائه شد. این روش سعی دارد تا با اعمال کم‌ترین میزان تغییر در نیروهای به دست آمده از الکترومایوگرافی، معادلات تعادل را حول مفصل L5-S1 ارضا کند.

## ۲-۴-۲- روش ترکیبی الکترومایوگرافی و بهینه‌سازی برای چند مفصل<sup>۱</sup> (روش اول) [۲۲]

در این روش ضرایب تصحیح توسط تابع بهینه‌سازی به گونه‌ای به دست می‌آیند که معادله‌ی تعادل در تمامی سطوح یا مفاصل ارضا گردد (رابطه‌ی ۹).

$$\begin{aligned} \text{Minimize [Cost Function]} &= \sum_{j=1}^6 \sum_{i=1}^n M_{ij} (1-g_i)^2 \\ M_{ij} &= \sqrt{M_{xij}^2 + M_{yij}^2 + M_{zij}^2} \\ \sum_{i=1}^n g_i \cdot M_{xi} &= M_x, \quad \sum_{i=1}^n g_i \cdot M_{yi} = M_y, \\ \sum_{i=1}^n g_i \cdot M_{zi} &= M_z, \\ RA, EO, IO, ICPT, LGPT, MF: & \frac{1}{a_i} \geq g_i \geq 0.5 \cdot a_i \\ \text{other muscle: } & g_i \geq 0 \quad (9) \end{aligned}$$

در این روش برخلاف روش قبلی، تابع بهینه‌سازی در تمامی سطوح کمینه می‌گردد. در رابطه‌ی (۹)،  $a_i$  نسبت فعالیت عضله در تمرین مورد نظر به ماکزیمم فعالیت عضله‌ی i-ام و  $M_{xij}$ ،  $M_{yij}$  و  $M_{zij}$  گشتاور عضله‌ی i-ام را حول مفصل z-ام در راستای x، y و z نشان می‌دهند. هم‌چنین به منظور کمینه‌سازی میزان تغییرات نیروی عضلات نسبت به داده‌های الکترومایوگرافی، حد پایین ضریب تصحیح برای عضلات گلوبال و مولتی‌فیدوس برابر با نصف میزان فعالیت آن‌ها در نظر گرفته شده است. البته با مقایسه‌ی این شرط با شرط مقاله‌ی چلوپکی [۲۰]، تفاوت چندانی در نیروی عضلات (به استثنای تمرینات ایستاده) مشاهده نشده است.

## ۲-۴-۳- روش دوم ترکیبی الکترومایوگرافی و بهینه‌سازی برای چند مفصل [۲۳]

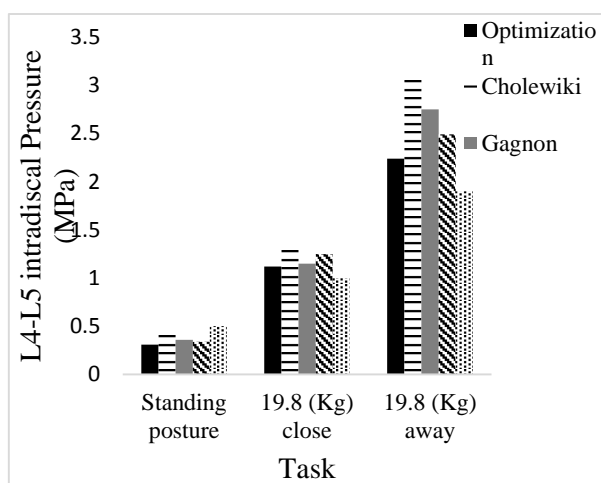
این روش نیز مانند روش قبل روی تمامی سطوح اجرا می‌گردد. این روش ترکیبی توسط ویگورو [۲۳] در سال ۲۰۰۷ برای به

<sup>۱</sup> MEMGAO (Multi-Joint EMG Assisted Optimization)

نتایج مربوط به فشار وارد بر دیسک بین مهره‌ای با استفاده از ۴ روش مختلف به دست آمد. این روش‌ها شامل دو روش ترکیبی چندمفصلی، یک روش ترکیبی تک‌مفصلی و روش مبتنی بر بهینه‌سازی (مجموع مکعب تنش عضلات) می‌باشند. شرط پایداری نیز در شکل (۱) نشان داده شده است. زاویه‌ی دیسک L4-L5 نسبت به افق، ۲ درجه در نظر گرفته شده [۲۴] و سطح مقطع دیسک برابر با ۵/۱۸ سانتی‌متر مربع فرض شده است، اما تنها قسمتی از سطح مقطع دیسک در ایجاد فشار در آن نقش دارد. پژوهش‌ها نشان می‌دهد که سطح مقطع موثر دیسک در حدود ۰.۶۶٪ درصد سطح مقطع ظاهری آن می‌باشد. بنابراین جهت به دست آوردن فشار وارد بر دیسک L4-L5، نیروی عمودی وارد بر آن بر سطح مقطع موثر دیسک تقسیم می‌شود [۲۵، ۲۶].

مطالعات معدودی جهت اندازه‌گیری نیروی فشاری وارد بر دیسک در محیط آزمایشگاهی انجام شده است [۸، ۲۷]. در این گونه روش‌ها، فشار داخل دیسک از طریق یک فشارسنج سوزنی که وارد دیسک می‌شود، اندازه‌گیری شده است. ویلکه و هم‌کارانش [۹، ۲۸] فشار داخل دیسک L4-L5 را در موقعیت‌های مختلف اندازه‌گیری کرده‌اند که نتایج کار آن‌ها جهت مقایسه در شکل‌های (۲) و (۹) آورده شده است.

مطابق شکل (۲)، در موقعیت ایستاده، به علت سبک بودن فعالیت و نزدیک بودن نیروهای فشاری در روش‌های مختلف، میزان فشار داخل دیسک بین مهره‌ای در این روش‌ها به هم نزدیک است، اما با سنگین‌تر شدن فعالیت، به علت تفاوت در نیروهای فشاری، این مقادیر تفاوت قابل توجهی با هم پیدا می‌کنند. بیشینه‌ی این تغییرات در فعالیت بار دور دیده می‌شود.



شکل (۲) - مقایسه‌ی فشار داخل دیسک L4-L5 در روش‌های مختلف با مقادیر آزمایشگاهی اندازه‌گیری شده توسط ویلکه در ارتفاعات مختلف [۹، ۲۸]

۳۰ سانتی‌متر بوده و ثابت باقی می‌ماند، اما ارتفاع بار از زمین به عنوان پارامتر متغیر در نظر گرفته می‌شود. به گونه‌ای که در این قسمت از پژوهش، از ۴ ارتفاع ۹۰، ۱۲۰، ۱۵۰ و ۱۸۰ سانتی‌متر استفاده گردیده است.

در حرکات فلکشن، فرد از فاز ایستاده خارج شده و شروع به خم شدن در دامنه‌ی ۰ تا ۹۰ درجه در صفحه‌ی ساجیتال با گام‌های ۱۰ درجه‌ای می‌کند. هم‌چنین طی فاز فلکشن، از فرد خواسته می‌شود که مفصل زانوی خود را تکان ندهد.

لازم به ذکر است که داده‌های الکترومایوگرافی مورد نیاز جهت محاسبات نیروی عضلات در فعالیت‌های مذکور، از مطالعه‌ی گنیون و هم‌کاران [۲۱] اتخاذ شده است.

جدول (۱) - فعالیت‌های شبیه‌سازی شده در مدل [۲۳]

فعالیت ایستاده	فعالیت بدون بار در دست	فعالیت با بار در دست
دست‌ها موازی در طرفین	فلکشن بالاتنه	بار نزدیک و بار دور
اعمال فلکشن ۱۰ تا ۶۰ درجه در فواصل ۱۰ درجه‌ای	بار ۸/۱۹ Kg در فواصل ۲۵ و ۵۵ cm از ساکروم	بار ۱۰ Kg در ارتفاع‌های ۹۰، ۱۲۰، ۱۵۰ و ۱۸۰ cm

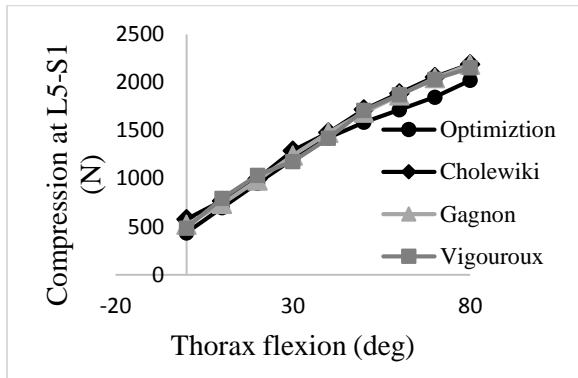
### ۳- یافته‌ها و بحث

در این بخش نتایج و تحلیل‌های مرتبط ارائه شده است. این نتایج می‌تواند مورد استفاده‌ی فیزیوتراپ‌ها، متخصصان توان‌بخشی، ورزش‌کاران و غیره واقع شود. هم‌چنین به دلیل عدم امکان اندازه‌گیری نیروی عضلات و عدم امکان اندازه‌گیری مستقیم نیروهای فشاری و برشی وارد بر ستون مهره‌ها، استفاده از یک مدل بیومکانیکی امری ضروری به نظر می‌رسد. تا کنون مدل‌های مختلفی جهت به دست آوردن نیروی عضلات و انواع مدل‌ها و معایب و مزایای آن‌ها به تفصیل توضیح داده شده است. بنابراین در این پژوهش از روش‌های ترکیبی که نسبت به سایر روش‌ها دارای برتری می‌باشند، استفاده گردیده و نتایج روش‌های ترکیبی نیز با یک‌دیگر مقایسه شده است.

#### ۳-۱- نیروهای کمری در حالت ایستاده

سه وضعیت ایستاده بدون بار در دست، ایستاده با بار ۸/۱۹ کیلوگرمی در فاصله‌ی ۲۵ سانتی‌متری از مفصل L5-S1 و ایستاده با بار ۸/۱۹ کیلوگرمی در فاصله‌ی ۵۵ سانتی‌متری از مفصل L5-S1 انتخاب، و در نرم‌افزار شبیه‌سازی شده است.

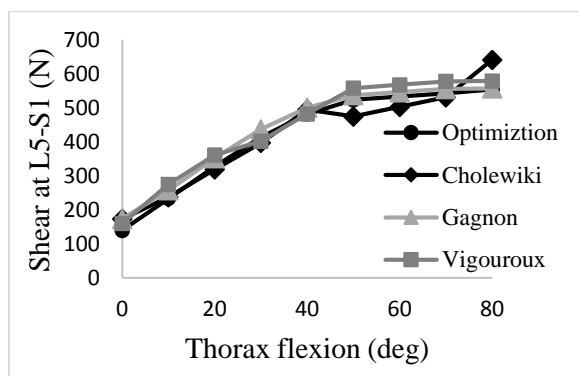
مقدار نیروی فشاری دیسک‌ها همواره معیاری برای سنجش میزان آسیب آن‌ها بوده است. از این رو نیروی فشاری دیسک بین مهره‌ای در حرکت فلکشن برای مدل‌های مختلف به دست آمده است. در شکل (۴)، نیروی فشاری وارد بر مفصل L5-S1 در چهار روش مختلف نشان داده شده است.



شکل (۴) - نیروی فشاری وارد بر دیسک L5-S1 در حرکت فلکشن برای مدل‌های مختلف

مطابق شکل (۴)، از آنجا که نیروی فشاری مهره تا حدودی بیانگر تاثیر مجموع برآیند نیروهای عضلانی هستند، به دلیل نزدیک بودن مجموع این نیروها در روش‌های مختلف، نیروهای فشاری نیز روند مشابهی دارند.

دسته‌ای دیگر از تحقیقات، از قبیل ارجمند [۱۵] و شیرازی‌عدل [۱۸]، نیروی برشی را به عنوان عاملی خطرناک در تخریب دیسک بین مهره‌ای L5-S1 گزارش کرده و نقش این نیرو را در ناهنجاری‌های ستون فقرات بیش‌تر از نیروی فشاری می‌دانند. از این رو در شکل (۵)، نیروی برشی وارد بر دیسک L5-S1 در زوایای مختلف فلکشن نمایش داده شده است.



شکل (۵) - نیروی برشی وارد بر دیسک L5-S1 در حرکت فلکشن برای مدل‌های مختلف

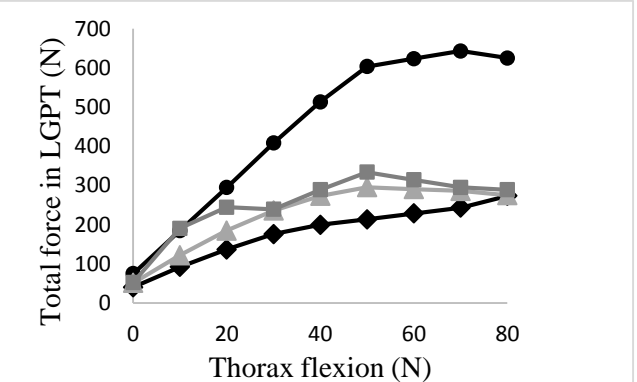
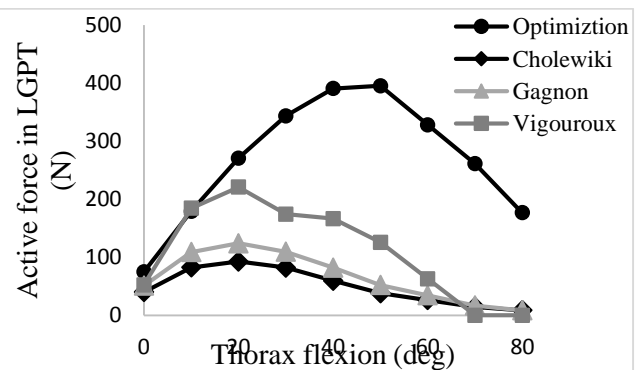
از آنجا که نیروهای برشی نیز مانند نیروهای فشاری نمایانگر برآیند نیروهای عضلانی هستند، بنابراین این نیروها نیز روند مشابهی در روش‌های مختلف نسبت به هم دارند.

### ۲-۳- نیروی عضلات و دیسک کمری در فلکشن

در این بخش، نیروی عضلات کمری که متشکل از عضلات گلوبال (سرتاسری) و لوکال (موضعی) می‌باشد، نشان داده شده است. شکل (۳) مجموع نیروی بخش فعال و کل فاسیکل سینه-ای عضله لانجیسیموس (LG) را به کمک روش‌های ترکیبی تک‌مفصلی، چند مفصلی و بهینه‌سازی نشان می‌دهد.

نیروی هر عضله از دو قسمت فعال و غیرفعال تشکیل شده است. مطابق شکل (۳) با افزایش زاویه فلکشن، به علت افزایش طول کشیدگی عضلات، پدیده‌ی "استراحت" در آن‌ها رخ داده، از میزان نیروی بخش فعال کاسته شده و به نیروی بخش غیرفعال عضله افزوده می‌شود. اما میزان نیروی کل عضله هم‌چنان رو به افزایش است. به دلیل عدم تحمل نیروی فشاری توسط عضلات شکمی، نیروی غیرفعال برابر با صفر و نیروی کل عضله برابر با نیروی فعال آن می‌باشد.

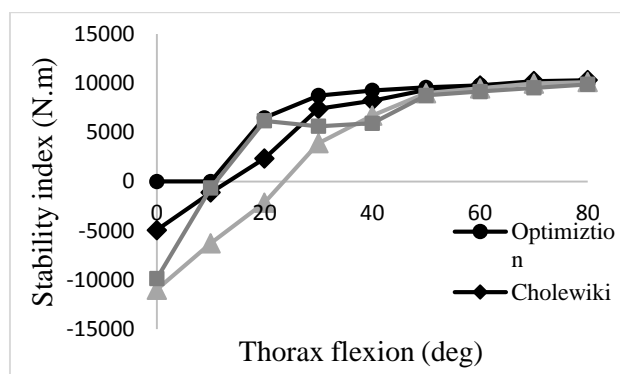
هم‌چنین، تفاوت موجود بین روش بهینه‌سازی و سایر روش‌ها (که ترکیبی هستند) سبب جابه‌جا شدن قله‌ی نمودار نیروی بخش فعال این روش به سمت راست گردیده است. این موضوع نشان دهنده‌ی تغییر در مدت زمان به کارگیری عضلات در روش بهینه‌سازی نسبت به سایر روش‌ها می‌باشد.



شکل (۳) - نیروی بخش فعال (نمودار اول) و کل (نمودار دوم) فاسیکل سینه‌ای عضله لانجیسیموس (LG) بر حسب زاویه‌ی فلکشن در روش‌های بهینه‌سازی و ترکیبی



ماتریس هسین نیروهای عضلانی را به همراه داشته که تا حدودی تاثیر کاهشی ماتریس هسین بار خارجی را جبران کرده و در نتیجه شاخص پایداری افزایش پیدا می‌کند.



شکل (۶) - شاخص پایداری در روش‌ها و زوایای مختلف فلکشن تنه

### ۳-۴ - مقایسه‌ی روش‌های مختلف ارائه شده

از آن‌جا که متغیر مورد نظر برای بهینه‌سازی، مجموع نیروهای فعال و غیرفعال هر عضله است و حتی در قیود نامساوی روش‌های مختلف یاد شده نیز مشاهده می‌گردد (به عنوان مثال در روش ویگور) متغیر مورد نظر برای بهینه‌سازی که نیروی کل عضله است، دارای قید نامساوی مشخصی می‌باشد. به علاوه، اهمیت نیروی عضلات گلوبال (سرتاسری) در نیروهای فشاری وارد بر مفاصل مهره‌ای، بیش‌تر از عضلات لوکال (موضعی) است. از آن‌جا که نیروهای فشاری در محاسبه‌ی فشار داخل دیسک بین مهره‌ای به عنوان یک پارامتر سنجش ریسک‌پذیری دخیل هستند، لذا مجموع نیروی عضلات گلوبال در روش‌های مختلف در شکل (۷) مقایسه شده است. مجموع نیروی عضلات گلوبال در روش بهینه‌سازی، میزان بیش‌تری را نسبت به سایر روش‌ها به خود اختصاص می‌دهند. شکل (۸) نیز نیروی فشاری مفصل L5-S1 را در فعالیت‌ها و روش‌های مختلف نشان می‌دهد. مطابق شکل (۷)، همان‌طور که قبلاً توضیح داده شد، به دلیل آن که معادلات تعادل در روش چلوپکی تنها در یک سطح مفصلی ارضا می‌شود، بنابراین نیروهای آن در مقایسه با سایر روش‌ها از مقادیر کم‌تری برخوردار هستند. هم‌چنین از آن‌جا که روش بهینه‌سازی تنها سهم سطح مقطع و بازوی گشتاور را در توزیع نیروهای عضلانی لحاظ می‌کند، این روش به علت عدم در نظر گرفتن سطح فعالیت، نیروهای عضلانی بیش‌تری را برای عضلات گلوبال، که نزدیک به ستون مهره‌ها هستند، پیش‌بینی می‌کند.

### ۳-۳ - کمیت پایداری

با استفاده از کوچک‌ترین مقدار ویژه‌ی ماتریس هسین، می‌توان به پایدار بودن فعالیت‌هایی که در آن‌ها عضلات نیروی بیش‌تری دارند پی برد.

در جدول (۲) نتایج مربوط به شاخص پایداری در هر ۴ فعالیت (بار در ارتفاعات متفاوت) با استفاده از روش مذکور استخراج و نمایش شده است. با افزایش ارتفاع بار، به علت سنگین شدن فعالیت‌ها، نیروی تولیدشده توسط عضلات و هم‌چنین میزان پایداری عضلات، افزایش می‌یابد. دلیل منفی بودن کمیت پایداری در روش چلوپکی، ارضای معادلات تعادل تنها در یک سطح مفصلی است. این موضوع سبب کاسته شدن نیروهای عضلانی و در نتیجه کاهش اندازه‌ی ماتریس هسین می‌شود.

در ضمن با افزایش ارتفاع، اگرچه بازوی گشتاور عضلانی ثابت مانده و انتظار می‌رود که نیروهای عضلانی (با یا بدون لحاظ کردن پایداری) یکسان باشند، اما با افزایش سطح بار، میزان انرژی پتانسیل تغییر کرده و این موضوع روی سهم ماتریس هسین بار خارجی تاثیر می‌گذارد. بنابراین با افزایش ارتفاع شاخص پایداری افزایش پیدا می‌کند.

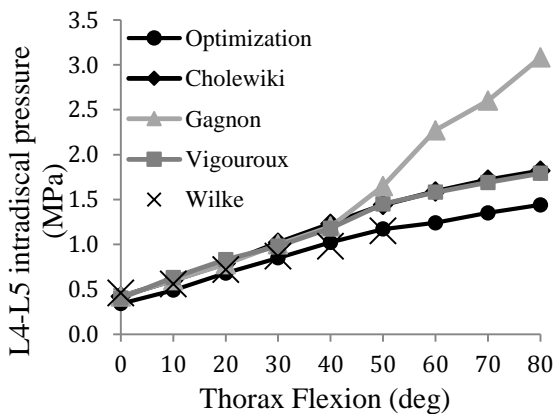
جدول (۲) - شاخص پایداری در روش‌ها و ارتفاع‌های مختلف بار بر حسب (N.m)

روش	ارتفاع ۹۰ (cm)	ارتفاع ۱۲۰ (cm)	ارتفاع ۱۵۰ (cm)	ارتفاع ۱۸۰ (cm)
Optimization	۰/۰۰۰۱	۰	۰	۰/۰۰۰۷
Cholewiki	۲۷۷۰	-۶۳۹۰	-۱۸۶۰۰	-۲۵۸۰۰
Gagnon	-۳۴۷	۷۰۹	۱۵۲۰	۴۰۶۰
Vigouroux	۵۹۶۰	۳۳۲۰	۳۵۷۰	۴۳۱۰

شکل (۶) نیز شاخص پایداری را در زوایای مختلف از فلکشن تنه نشان می‌دهد. در فعالیت‌های سبک مانند فعالیت ایستاده و یا زوایای فلکشن پایین، به علت عدم نیاز به نیروهای آنتاگونیست و نیز پایین بودن سهم نیروهای عضلانی، مقادیر درایه‌های ماتریس هسین کاهش می‌یابد. این موضوع سبب کاهش پایداری در فعالیت‌های سبک و حتی منفی شدن شاخص پایداری می‌گردد.

با افزایش زاویه‌ی فلکشن، اگرچه سطح انرژی پتانسیل سیستم به علت کاهش ارتفاع، پایین می‌آید، اما به دلیل نزدیک شدن عضلات به سطوح مفصلی، از بازوی گشتاور آن‌ها کاسته شده و نیروهای عضلانی افزایش پیدا می‌کنند. این موضوع، بزرگ شدن

افزایش زاویه‌ی فلکشن، این مقدار در روش گنیون بیش‌تر از سایر روش‌ها می‌باشد. علت این امر بزرگ‌تر بودن کران بالای قیود نامساوی بهینه‌سازی برای متغیرهای بهینه‌سازی (ضریب تصحیح نیروی عضلات گلوبال) می‌باشد. همان‌طور که در رابطه‌ی (۹) مشاهده می‌شود، این مقدار کران بالای ضریب تصحیح، برابر با معکوس فعالیت<sup>۲</sup> عضلات گلوبال در نظر گرفته شده است که برخلاف روش ویگورو که مقداری بین ۰ و ۱ دارد (البته در بعضی موارد به علت واگرا شدن مساله از این محدوده فراتر می‌رود)، مقدار بزرگ‌تری را به خود اختصاص می‌دهد. بنابراین از آن‌جا که در محاسبه‌ی نیروی عضلات، این ضریب در سطح مقطع و فعالیت عضلانی ضرب می‌شود، موجب بزرگ‌تر شدن نیروی عضلات و در نتیجه افزایش نیروهای مفصلی می‌گردد.

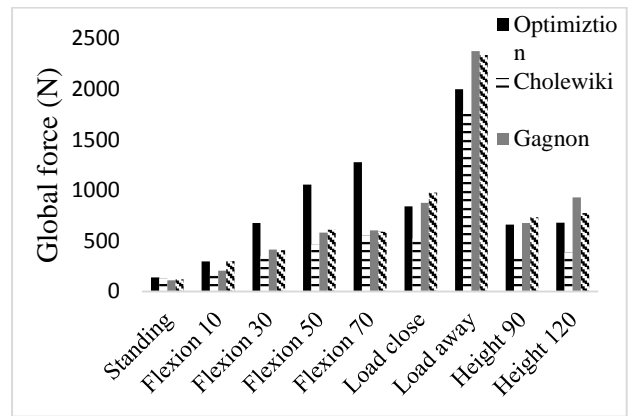


شکل (۹) - مقایسه‌ی فشار داخل دیسک L4-L5 در روش‌های مختلف، با مقادیر آزمایشگاهی اندازه‌گیری شده توسط ویلکه در زوایای مختلف فلکشن تنه [۹، ۲۸]

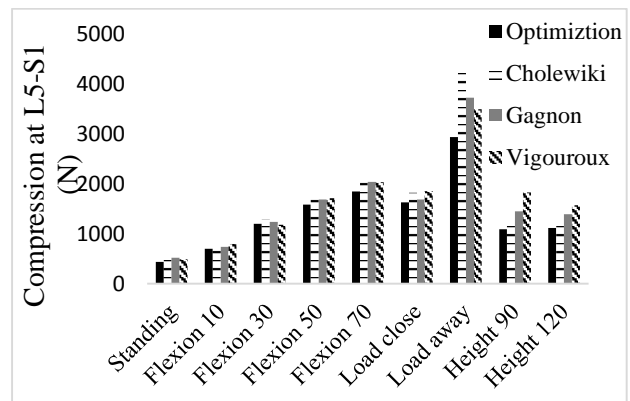
#### ۴- نتیجه‌گیری

##### ۴-۱- نیرو و فشار دیسک بین مهره‌ای

با ازدیاد نیرو در عضلات، نیروی فشاری و فشار داخل دیسک بین مهره‌ای نیز افزایش می‌یابد. همان‌طور که در شکل‌های (۲) و (۸) مشاهده می‌شود، با افزایش فاصله‌ی بار از بدن و ارتفاع آن از زمین، میزان نیروی وارد بر دیسک L4-L5 زیاد می‌شود که این امر احتمال آسیب دیدن بافت‌ها و به دنبال آن کمردرد را افزایش می‌دهد. هم‌چنین با وجود اختلاف قابل ملاحظه‌ای که بین نیروهای عضلات در روش‌های مختلف ترکیبی چندمفصلی وجود دارد، مقادیر نیروی وارد برستون مهره‌ها در روش‌های ترکیبی چندمفصلی نسبتاً به یک‌دیگر نزدیک است (شکل‌های ۴، ۵ و ۸).



شکل (۷) - مجموع نیروهای عضلات گلوبال (سرتاسری)



شکل (۸) - نیروی فشاری وارد بر مفصل L5-S1

مطابق شکل (۸)، نیروی فشاری در تمامی روش‌ها و در تمامی فعالیت‌ها، به غیر از فعالیت‌های سنگین، مقادیری نزدیک به هم دارد. علت بزرگ بودن نیرو در روش چلوپکی ارضا شدن معادلات تعادل در یک سطح مفصلی (L5/S1) است و چون در این سطح مفصلی عضلات گلوبال ICPT و LGPT بازوی گشتاوری کم‌تری نسبت به سطح مفصلی مذکور دارند، بنابراین این عضلات بیش‌ترین نیروهای عضلانی را به خود اختصاص می‌دهند. از آن‌جا که عضلات گلوبال نقش بیش‌تری در تولید نیروی فشاری دارند، بنابراین روش چلوپکی نیروی فشاری بیش‌تری را تولید می‌کند. علت بزرگ بودن نیروی فشاری در روش ویگورو در فعالیت ارتفاع ۹۰ و ۱۲۰ سانتی‌متر، عدم ارضای قیود تعادل به ازای ضریب تصحیح  $\mu$  بین ۰ و ۱ است. زیرا به ازای  $\mu$  بین ۰ و ۱، قیود تعادل ارضا نشده، اما در  $\mu$  این قیود ارضا می‌شوند که این موضوع سبب بزرگ شدن نیروهای فشاری مفصلی در این روش می‌گردد.

همان‌طور که در شکل (۹) مشاهده می‌شود، به ازای زوایای فلکشن کوچک (کوچک‌تر از ۴۰ درجه) تمامی روش‌ها مقادیر فشار درون دیسکی<sup>۱</sup> یکسانی را پیش‌بینی می‌کنند، اما با

<sup>۲</sup> Activity

<sup>۱</sup> Intradiscal Pressure

گونه‌ای که با جابه‌جایی این نقطه در جهت عقبی (جلویی) ستون فقرات، میزان نیروی عضلات کمری به ازای بار خارجی یک‌سان افزایش (کاهش) می‌یابد، که این موضوع تاثیر خود را در نیروهای مفصلی آشکار می‌سازد [۲۹، ۳۰، ۳۱]. ایراد دیگر، عدم اندازه‌گیری غیرتهاجمی فعالیت عضلات عمقی (مانند مولتی‌فیدوس) است. در این پژوهش برای به دست آوردن سطح فعالیت این عضلات، از رابطه‌ی سینرژی (هماهنگی) برای برقراری ارتباط میان سطح فعالیت این عضلات با سایر عضلات سطحی بهره گرفته شده است [۲۲]، چرا که جهت ثبت سیگنال الکترومایوگرافی از عضلات مذکور، به الکترودهای سوزنی نیاز می‌باشد که یک روش تهاجمی به شمار می‌رود.

#### ۴-۴ - آینده‌نگری

یکی از اهداف مورد نظر برای ادامه‌ی این پژوهش در آینده، ارتقای مدل از حالت شبه‌استاتیکی به حالت دینامیکی است که با انجام این کار معادلات حاکم از حالت تعادلی به حالت دینامیکی تبدیل می‌گردند. در ضمن، به منظور تخمین دقیق نیروی عضلات، مانند مدل هیل، تلاش می‌شود تا ضرایب تغییر طول و سرعت نیز به مدل اضافه شوند.

به علاوه، پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آتی، از مدل‌های کامل‌تر عضله، مانند هاکسلی و زهلک، استفاده گردد، تا تاثیر غلظت یون‌های انتقالی، مانند کلسیم، و تاثیر ارتباط پل عرضی بین میوفیلان‌های اکتین و میوزین نیز در تولید نیروی فعال عضله در نظر گرفته شود. پارامترهای مربوط در این مدل‌ها می‌توانند جداگانه برای عضلات مختلف بررسی و لحاظ گردند. همچنین به منظور تخمین دقیق‌تر نیروی عضلات عمقی پیشنهاد می‌گردد تا از الکترودهای سوزنی جهت ثبت سیگنال الکترومایوگرافی استفاده شود.

#### ۵- مراجع

- [1] J. W. Frymoyer, and W. L. Cats-Baril, "An overview of the incidences and costs of low back pain," *Orthop. Clin. North. Am.*, vol. 22, no. 2, pp. 263-271, Apr. 1991.
- [2] J. N. Katz, "Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences," *J. Bone. Joint. Surg. Am.*, vol. 88, Suppl 2, pp. 21-24, Apr. 2006.
- [3] B. Silverstein, E. Viikari-Juntura, and J. Kalat, "Use of a prevention index to identify industries at high risk for work-related musculoskeletal disorders of the neck, back, and upper extremity in Washington state, 1990-1998," *Am. J. Ind. Med.*, vol. 41, no. 3, pp. 149-169, Mar. 2002.

فشار داخل دیسک بین مهره‌ای نیز در دیسک L4-L5 در چهار فعالیت بیومکانیکی با یک‌دیگر مقایسه شده و سپس برای صحت‌سنجی این داده‌ها از روش آزمایشگاهی ویلکه [۹، ۲۸] بهره گرفته شده است. با افزایش فاصله‌ی بار، میزان فشار وارد بر دیسک بین مهره‌ای L4-L5 از مقادیر (۳۱/۱-۱۲/۱) مگاپاسکال در بار نزدیک، به (۱۷/۲-۱/۳) مگاپاسکال در بار دور جهش می‌بایند. همچنین مطابق شکل (۹) مقادیر فشار داخل دیسک روش‌های به کار رفته در مدل، تطابق مطلوبی با نتایج آزمایشگاهی ویلکه [۹، ۲۸]، به خصوص تا زاویه‌ی فلکشن ۴۰ درجه دارند. محدوده‌ی کلی نتایج فشار درون دیسکی در روش‌های مختلف بین ۳/۰ تا ۸/۱ مگاپاسکال می‌باشد.

با توجه به این‌که نیروهای متعادل‌کننده‌ی کمر در فلکشن‌های کم دارای پایداری کافی نیستند، میزان پارامتر پایداری مطابق شکل (۶) در این زوایا منفی می‌باشد. اما با افزایش زاویه‌ی فلکشن، این مقدار روند صعودی به خود می‌گیرد.

#### ۴-۲ - نیروی عضلات

در تمام روش‌های مذکور، الگوی نیروی عضلات در بخش فعال و غیرفعال مشابه یک‌دیگر می‌باشد. به گونه‌ای که با افزایش زاویه‌ی فلکشن به علت کشیدگی عضلات، سهم بخش غیرفعال در مقایسه با بخش فعال در خنثی کردن گشتاور خارجی، به طور قابل توجهی بیشتر می‌شود (شکل ۳). همچنین با وجود یک‌سان بودن بار خارجی و وزن بالاتنه در روش‌های مختلف، نحوه‌ی توزیع نیرو بین عضلات، به دلیل استفاده از الگوریتم‌های حل گوناگون، با هم تفاوت دارند (شکل ۷).

#### ۴-۳ - معایب و محدودیت‌های پژوهش

از معایب این پژوهش، می‌توان به در نظر گرفتن رفتار یک‌سان نیرو-جابه‌جایی و گشتاور-زاویه برای تمامی عضلات و لیگامان‌ها اشاره کرد. اگرچه الگوی کلی رفتار نیرو-جابه‌جایی برای عضلات مختلف یک‌سان است، اما از لحاظ مقادیر کمی به طور قابل توجهی متفاوت می‌باشد. به علاوه، در زوایای فلکشن کوچک، به علت کشش اندک عضلات، سهم بخش غیرفعال عضله کم‌تر است. با افزایش زاویه‌ی فلکشن، از سهم بخش فعال کاسته شده و به بخش غیرفعال افزوده می‌شود. این موضوع خود را در مجموع نقش این دو بخش برای محاسبه‌ی نیروی کل نشان می‌دهد، به گونه‌ای که تغییر منحنی نیرو-جابه‌جایی برای بخش غیرفعال عضلات، موجب تغییر در نحوه‌ی به کارگیری نیروی عضلات می‌گردد. ایراد دیگر موجود در این پژوهش، در نظر گرفتن مرکز آنی دوران ثابت، حین انجام فعالیت می‌باشد، به

- biomechanical models,” *Clin. Biomech. (Bristol. Avon)*, vol. 24, no. 7, pp. 533-541, Aug. 2009.
- [16] N. Arjmand, and A. Shirazi-Adl, “Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 3, pp. 510-521, 2006.
- [17] N. Bogduk, “Functional anatomy of the spine,” *Handbook. Clin. Neurology.*, vol. 136, pp. 675-688, 2016.
- [18] A. Shirazi-Adl, “Analysis of large compression loads on lumbar spine in flexion and in torsion using a novel wrapping element,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 2, pp. 267-275, 2006.
- [19] F. Ghezlbash, N. Arjmand, and A. Shirazi-Adl, “Effect of intervertebral translational flexibilities on estimations of trunk muscle forces, kinematics, loads, and stability,” *Comput. Methods. Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 16, pp. 1760-1767, Sep. 2015.
- [20] J. Cholewicki, and S. M. McGill, “EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model,” *J. Biomech.*, vol. 27, no. 10, pp. 1287-1289, Oct. 1994.
- [21] S. Kian-Bostanabad, and M.-R. Azghani, “The relationship between RMS electromyography and thickness change in the skeletal muscles,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 43, pp. 92-96, May. 2017.
- [22] D. Gagnon, N. Arjmand, A. Plamondon, A. Shirazi-Adl, and C. Lariviere, “An improved multi-joint EMG-assisted optimization approach to estimate joint and muscle forces in a musculoskeletal model of the lumbar spine,” *J. Biomech.*, vol. 44, no. 8, pp. 1521-1529, May. 2011.
- [23] L. Vigouroux, F. Quaine, A. Labarre-Vila, D. Amarantini, and F. Moutet, “Using EMG data to constrain optimization procedure improves finger tendon tension estimations during static fingertip force production,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 13, pp. 2846-2856, May. 2007.
- [24] J. R. Meakin, J. S. Gregory, F. W. Smith, F. J. Gilbert, and R. M. Aspden, “Characterizing the shape of the lumbar spine using an active shape model: reliability and precision of the method,” *Spine. (Phila Pa 1976)*, vol. 33, no. 7, pp. 807-813, Apr. 2008.
- [25] M. Dreischarf, A. Rohlmann, R. Zhu, H. Schmidt, and T. Zander, “Is it possible to estimate the compressive force in the lumbar spine from intradiscal pressure measurements? A finite element evaluation,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 35, no. 9, pp. 1385-1390, Sep. 2013.
- [26] M. Dreischarf, A. Shirazi-Adl, N. Arjmand, A. Rohlmann, and H. Schmidt, “Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 6, pp. 833-845, Apr. 2016.
- [27] A. Rohlmann, F. Graichen, A. Bender, R. Kayser, and G. Bergmann, “Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in three patients within the first postoperative month,” *Clin. Biomech.*, vol. 15, no. 10, pp. 718-725, Dec. 2000.
- [5] A. Shirazi-Adl, and M. Parnianpour, “Computational biomechanics of human spine under wrapping compression loading,” *American Society of Mechanical Engineers, Applied Mechanics Division, AMD*, vol. 242, pp. 65-73, 2000.
- [6] S. Zeinali-Davarani, H. Hemami, K. Barin, A. Shirazi-Adl, and M. Parnianpour, “Dynamic stability of spine using stability-based optimization and muscle spindle reflex,” *IEEE. Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 16, no. 1, pp. 106-118, Feb. 2008.
- [7] M. Hajihosseinali, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, F. Farahmand, and M. S. Ghiasi, “A novel stability and kinematics-driven trunk biomechanical model to estimate muscle and spinal forces,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 36, no. 10, pp. 1296-1304, Jul. 2014.
- [8] A. Rohlmann, M. Dreischarf, T. Zander, F. Graichen, and G. Bergmann, “Loads on a vertebral body replacement during locomotion measured in vivo,” *Gait. Posture*, vol. 39, no. 2, pp. 750-755, Oct. 2014.
- [9] H. Wilke, P. Neef, B. Hinz, H. Seidel, and L. E. Claes, “Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models,” *Clin. Biomech. (Bristol. Avon)*, vol. 16 Suppl 1, pp. S111-126, 2001.
- [10] N. Arjmand, and A. Shirazi-Adl, “Sensitivity of kinematics-based model predictions to optimization criteria in static lifting tasks,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, no. 6, pp. 504-514, Nov. 2006.
- [11] F. Ghezlbash, A. Shirazi-Adl, N. Arjmand, Z. El-Ouaaid, and A. Plamondon, “Subject-specific biomechanics of trunk: musculoskeletal scaling, internal loads and intradiscal pressure estimation,” *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 15, no. 6, pp. 1699-1712, Dec. 2016.
- [12] P. Dolan and M. A. Adams, “The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities,” *J. Biomech.*, vol. 26, pp. 513-522, 1993.
- [13] K. P. Granata and W. S. Marras, “An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions,” *J. Biomech.*, vol. 26, pp. 1429-1438, 1993.
- [14] D. Gagnon, C. Lariviere, and P. Loisel, “Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting,” *Clin. Biomech. (Bristol. Avon)*, Vol. 16, no. 5, pp. 359-372, Jun. 2001.
- [15] N. Arjmand, D. Gagnon, A. Plamondon, A. Shirazi-Adl, and C. Lariviere, “Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two

- [30] F. Ghezelbash, Z. El Quaaaid, A. Shirazi-Adl, A. Plamondon, N. Arjmand, "Trunk musculoskeletal response in maximum voluntary exertions: A combined measurement-modeling investigation," *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 124-133, March. 2018.
- [31] F. Azari, N. Arjmand, A. Shirazi-Adl, T. Rahimi-Moghadam, "A combined passive and active musculoskeletal model study to estimate L4-L5 load sharing," *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 157-165, March. 2018.
- Biomech. (Bristol. Avon)., vol. 23, no. 2, pp. 147-158, Feb. 2008.
- [28] H.-J. Wilke, A. Rohlmann, G. Bergmann, F. Graichen, and L. E. Claes, "Comparison of intradiscal pressures and spinal flexor loads for different body positions and exercises," *J. Biomech.*, vol. 34, Supplement 1, pp. 37-42, 2001.
- [29] F. Ghezelbash, A. H. Eskandari, A. Shirazi-Adl, N. Arjmand, Z. El-Ouaaid, and A. Plamondon, "Effects of motion segment simulation and joint positioning on spinal loads in trunk musculoskeletal models," *J. Biomech.*, vol. 70, pp. 149-156, March. 2018.