

Nonlinear analysis of dynamic lumbar stability during repetitive trunk flexion extension at symmetric and asymmetric directions

S. Moeini Sedeh¹, N. Arjmand², M.A. Sanjari³, H.R. Mokhtarinia⁴, M. Asgari⁵, M. Parnianpour^{6*}

¹M.Sc., Mechanical Engineering Department, Faculty of Biomechanics, Sharif university of Technology, Tehran, Iran, s_moeini@mech.sharif.edu

²Asistant Professor, Mechanical Engineering Department, Faculty of Biomechanics, Sharif university of Technology, Tehran, Iran, arjmand@sharif.edu

³Asistant Professor, Department of Rehabilitation Basic Sciences, Faculty of Rehabilitation, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran, sanjarima@alum.sharif.edu

⁴Asistant Professor, Department of Ergonomics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran, hrmokhtarinia@yahoo.com

⁵M.Sc., Mechanical Engineering Department, Faculty of Biomechanics, Sharif university of Technology, Tehran, Iran, morteza_asgari@mech.sharif.edu

⁶Adjunct Professor, Mechanical Engineering Department, Faculty of Biomechanics, Sharif university of Technology, Tehran, Iran.

Abstract

Stability is important to prevent falling during occupational and daily living activities. Control parameters such as direction of motion and external load can affect stability pattern. The purpose of this paper was to evaluate the effect of the mentioned control parameters on stability. Time series of lumbar rotation angle in 19 healthy subjects were investigated. Each subject performed spine flexion-extension in two different directions of symmetric (sagittal plane) and asymmetric (between sagittal and transverse planes), with two loading cases of 8 Kg weight and load free. To evaluate dynamic stability of repetitive movement, a nonlinear method of largest Lyapunov exponent has been used. After calculating maximum Lyapunov exponent from each of the experimental cases, results of analysis of variance showed a significant difference between symmetric and asymmetric directions ($p=0.016$). To interpret this result we can suggest higher recruitment of the internal and external oblique muscle groups and higher mechanical constraints in spine during asymmetric tasks. Mean comparison showed that movement in symmetric direction has more instability than the asymmetric case. Moreover, presence of load and interaction between direction and load did not significantly affect local dynamic stability.

Key words: Direction of motion, External load, Dynamic stability, Repetitive movements, largest Lyapunov exponent.

* Corresponding author

Address: Sharif University of Technology, Mechanical Engineering Department, Azadi Ave. Tehran, Iran, P.O.Box: 11155-9567

Tel: +98 21 66165591

Fax: +98 21 66000021

E-mail: parnianpour@sharif.edu

تحلیل غیرخطی پایداری دینامیکی کمر در حین حرکات تکراری خم و راست شدن تنه در دو راستای قرینه و غیرقرینه

سمانه معینی سده^۱، نوید ارجمند^۲، محمدعلی سنجرى^۳، حمیدرضا مختاری نیا^۴، مرتضی عسگری^۵، محمد پرنیان پور^{۶*}

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران s_moeini@mech.sharif.edu

^۲ استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران arjmand@sharif.edu

^۳ استادیار، مرکز تحقیقات توانبخشی و دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران sanjarima@alum.sharif.edu

^۴ استادیار، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران hrmokhtarinia@yahoo.com

^۵ دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران mortezasgr@mech.sharif.edu

^۶ استاد مدعو، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران.

چکیده

نقش پایداری در جلوگیری از افتادن در حین انجام فعالیت‌های روزمره و شغلی بسیار با اهمیت است. پارامترهای کنترلی مانند راستای حرکت و اعمال بار خارجی می‌توانند پایداری حرکت را تحت تأثیر قرار دهند. هدف مطالعه حاضر ارزیابی تأثیر عوامل کنترلی ذکر شده بر پایداری ستون فقرات است. داده‌های مورد بررسی، سری زمانی حاصل از زوایای دوران کمر مربوط به ۱۹ فرد سالم هستند. هرکدام از افراد حرکت خم و راست شدن را در دو حالت باربرداری قرینه (در صفحه ساجیتال) و غیرقرینه (بین صفحه ساجیتال و صفحه عرضی) و در دو وضعیت بدون بار و با بار ۸ کیلوگرمی انجام داده‌اند. برای ارزیابی پایداری دینامیک، متناسب با انجام حرکات تکراری، از روش غیرخطی نمای لیاپانوف استفاده شده است. نتایج تجزیه واریانس نشان داد اختلاف معنی‌داری ($p=0/016$) بین دو حالت قرینه و غیرقرینه وجود دارد. مقایسه میانگین حاکی از ناپایداری بیشتر بودن حرکت در راستای قرینه در مقایسه با راستای غیرقرینه بود. برای تفسیر این نتیجه می‌توان به عواملی مانند فعالیت بیشتر عضلات مایل داخلی و خارجی و وجود قیود مکانیکی بیشتر در ستون فقرات در طول حرکت غیرقرینه اشاره کرد. نتایج تجزیه واریانس همچنین نشان داد که اعمال بار ۸ کیلوگرمی و اثر متقابل راستا در بار تأثیر معناداری بر پایداری دینامیک موضعی نداشته است.

کلیدواژگان: راستای حرکت، اعمال بار خارجی، پایداری دینامیک، حرکات تکراری، بزرگترین نمای لیاپانوف.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان آزادی، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مکانیک، اتاق ۲۱۵، صندوق پستی: ۹۵۶۷-۱۱۱۵۵

تلفن: ۰۲۱-۶۶۱۶۵۵۹۱، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۰۰۰۲۱، پیام نگار: parnianpour@sharif.edu

۱- مقدمه

زیرا پایداری استاتیک هنگامی بدست می‌آید که تعادل پاسچر ستون فقرات در حالت حداقل انرژی پتانسیل باشد. این مدل‌ها به داده‌های جمع‌آوری شده از وظایف حرکتی اعمال می‌شوند؛ اما آنها نقش انرژی حرکتی را نادیده می‌گیرند. بنابراین هنگام بررسی پایداری دینامیک حرکات، مدل‌های موجود با ۲ عامل محدود می‌شوند. اول اینکه هنوز مدل‌های موجود انرژی دینامیک حرکات را به حساب نمی‌آورند؛ دوم آنکه آنها از نقش بازخوردهای عصبی دینامیک وابسته به زمان، برای کنترل پایداری ستون فقرات صرف نظر می‌کنند. برآوردهای تجربی پایداری، جایگزینی برای مدل‌سازی بیومکانیک هستند که می‌توانند بینش ارزشمندی در مورد کنترل پایداری ستون فقرات در وظایف حرکتی دینامیک ارائه دهند [۷].

از جمله برآوردهای تجربی برای تعیین پایداری، استفاده از رفتار وابسته به زمان تغییرات سینماتیک است. تغییرپذیری^۳ حرکت را می‌توان به عنوان تغییرات طبیعی توصیف کرد که در انجام حرکات تکراری یک وظیفه رخ می‌دهند. از تحلیل تغییرپذیری موجود در داده‌های سینماتیک حرکت معیاری برای اندازه‌گیری پایداری استفاده می‌شود. با این حال ابزارهای خطی (مانند میانگین‌گیری و محاسبه انحراف معیار) تنها در مورد کمیت سیگنال‌ها بحث می‌کنند و در مورد کیفیت و چگونگی توسعه آنها با زمان سخنی به میان نمی‌آورند. در حقیقت روش‌های خطی، ساختار دینامیک تغییرپذیری حرکتی را به علت استفاده از روش متوسط‌گیری، پنهان می‌کنند؛ اما در مقابل تحلیل‌های غیرخطی اطلاعاتی در مورد ساختار تغییرپذیری و چگونگی توسعه آن با زمان در اختیار قرار می‌دهند و ابزاری برای شناسایی ماهیت قطعی تغییرپذیری در درون سیستم هستند [۸].

در تحلیل غیرخطی، پایداری با توجه به پاسخ سیستم به وجود اختلال در متغیرهای حالت آن تعیین می‌شود. به همین منظور مسیرهای پاسخ سیستم را که بر اثر اختلال‌های ذاتی مرتعش شده، در نظر می‌گیرند و سعی در تعیین رفتار سیستم در زمان‌های طولانی دارند. آنچه در بحث پایداری اهمیت دارد، میزان واگرایی مسیرهای همسایه با گذشت زمان است.

یکی از مشکلات عمده جوامع صنعتی شیوع کمردرد در جمعیت کارگران است. مطالعات نشان داده است اغلب افرادی که در هنگام کار، حرکات باربرداری و یا خم و راست شدن را انجام می‌دهند، دچار کمردرد می‌شوند [۱]. کمردرد حاصل از اینگونه فعالیت‌ها با روش‌های تصویربرداری معمول پزشکی قابل تشخیص نیست و اغلب درمان در این افراد نامطلوب، غیرمؤثر و طولانی‌مدت می‌شود [۲].

شرایط باربرداری غیرقرینه (شامل خم شدن طرفی تنه همراه با چرخش آن) همراه با وزنه زیاد باعث تغییر در الگو و میزان توزیع نیروهای برشی و فشاری می‌شود [۳]. این تغییر یا جابه‌جایی توزیع نیرو اغلب در جهت افزایش مقدار بار ترکیبی است؛ بدین معنی که اگر کارگر حین عمل باربرداری مقدار وزنه مشخصی را بردارد، تأثیر چشمگیری بر ماهیت الگوی اعمال بار بر ستون فقرات دارد. این مسأله نکته‌ای اساسی در توضیح دادن وجود شیوع زیاد اختلالات کمر در حین این حرکات است [۴].

عوامل بیومکانیک مانند خم و راست شدن و چرخیدن مکرر - که از مهم‌ترین دلایل کمردرد هستند - می‌توانند باعث کاهش پایداری دینامیک ستون فقرات و از آن طریق باعث ایجاد آسیب و درد در حین انجام تکلیف شوند [۵]. پایداری به عنوان توانایی حفظ تعادل بین مهره‌ای و تمام بالاتنه، علی‌رغم حضور اختلالات کوچک مکانیکی و یا خطاهای کوچک کنترلی عصبی - عضلانی تعریف شده است. سه زیرمجموعه باعث ایجاد پایداری می‌شوند که عبارتند از: ۱- سهم بافت‌های غیرفعال ستون فقرات شامل لیگامنت‌ها، دیسک و استخوان ۲- عضلات بکارگرفته شده برای پایداری ستون فقرات و ۳- بازخوردهای سیستم عصبی شامل پاسخ‌های غیرارادی و ارادی [۶].

مدل‌های بیومکانیک چگونگی سهم عضلات بکارگرفته، پاسچر^۲ ستون فقرات و بار خارجی را در انرژی پتانسیلی سیستم اسکلتی - عضلانی توصیف می‌کنند. این مهم است؛

¹Ligament²Posture³Variability

در بررسی پایداری موضعی و تعیین رفتار مسیرهایی که در همسایگی جاذبها قرار دارند از نمای لیاپانوف استفاده می‌شود؛ که در ادامه به توضیح آن‌ها پرداخته شده است.

هدف این مقاله بررسی پایداری دینامیک موضعی ستون فقرات براساس تغییرپذیری موجود در داده‌های سینماتیک است. برای این منظور از روش بزرگترین نمای لیاپانوف استفاده شده است. در این تحلیل تأثیر عواملی در نظر گرفته شده است که ممکن است بر حرکات باربرداری و یا حرکات تکراری تنه تأثیر گذاشته و به عنوان عوامل خطرزا در ایجاد کمردرد محسوب شوند؛ این عوامل شامل راستای حرکت و اعمال بار خارجی است. انتظار می‌رود حرکت غیرقرینه و عدم وجود بار خارجی باعث ناپایداری شدن ستون فقرات در حین انجام حرکات شود.

$$R = \begin{bmatrix} u_1^2 + (1-u_1^2)C & u_1u_2(1-C) - u_3S & u_1u_3(1-C) + u_2S \\ u_1u_2(1-C) + u_3S & u_2^2 + (1-u_2^2)C & u_2u_3(1-C) - u_1S \\ u_1u_3(1-C) - u_2S & u_2u_3(1-C) + u_1S & u_3^2 + (1-u_3^2)C \end{bmatrix} \quad (1)$$

در این رابطه C و S به ترتیب نشان‌دهنده $\cos\theta$ و $\sin\theta$ هستند. با توجه به این که رد (مجموع درایه‌های قطری) ماتریس دوران برابر $1 + 2\cos\theta$ است، مقدار زاویه دوران θ از طریق رابطه زیر محاسبه شد:

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{\text{trace}(R) - 1}{2}\right) \quad (2)$$

در این مطالعه برای استخراج سری زمانی حاصل از زاویای دوران کمر از کدنویسی در نرم افزار متلب^۸ نسخه ۷.۱۲.۰ استفاده شده است.

۲-۲- بازسازی فضای حالت

هرگاه معادلات سیستم دینامیک موجود نباشند و قادر به اندازه‌گیری تمام متغیرهای فضای حالت سیستم نباشیم، فضای حالت سیستم واقعی غیرقابل دسترس خواهد بود و باید یک فضای حالت بازسازی کرد [۱۱]. برای این منظور، با روش بازسازی تأخیر^۹ از سری زمانی دارای N نقطه، مسیره‌های فضای حالت [معادله (۳)] ساخته می‌شوند:

$$X = [X_1 \ X_2 \ X_3 \ \dots \ X_M]^T \quad (3)$$

که هر سطر آن بردارهای فضای حالت هستند؛ بنابراین حالت سیستم در زمان گسسته i با معادله (۴) توصیف می‌شود:

$$X_i = [x_i \ x_{i+T} \ x_{i+2T} \ \dots \ x_{i+(d_E-1)T}] \quad (4)$$

T زمان تأخیر و d_E بعد بازسازی^{۱۰} است.

برای بدست آوردن زمان تأخیر از روش اطلاعات متقابل^{۱۱} استفاده شده است؛ چرا که این روش وابستگی‌های غیرخطی متغیرها را نیز در نظر می‌گیرد. مقدار زمان تأخیر T در این روش، برابر با اولین کمینه موضعی برای تابع اطلاعات مشترک ($I(T)$) است [۱۲، ۱۳].

برای بدست آوردن بعد بازسازی، از روش نزدیکترین همسایه کاذب^{۱۱} استفاده می‌شود. منطق این روش بر این اساس است که بعد سری زمانی را به طور مکرر افزایش

در بررسی پایداری موضعی و تعیین رفتار مسیرهایی که در همسایگی جاذبها قرار دارند از نمای لیاپانوف استفاده می‌شود؛ که در ادامه به توضیح آن‌ها پرداخته شده است.

هدف این مقاله بررسی پایداری دینامیک موضعی ستون فقرات براساس تغییرپذیری موجود در داده‌های سینماتیک است. برای این منظور از روش بزرگترین نمای لیاپانوف استفاده شده است. در این تحلیل تأثیر عواملی در نظر گرفته شده است که ممکن است بر حرکات باربرداری و یا حرکات تکراری تنه تأثیر گذاشته و به عنوان عوامل خطرزا در ایجاد کمردرد محسوب شوند؛ این عوامل شامل راستای حرکت و اعمال بار خارجی است. انتظار می‌رود حرکت غیرقرینه و عدم وجود بار خارجی باعث ناپایداری شدن ستون فقرات در حین انجام حرکات شود.

۲- روش

۲-۱- استخراج داده‌های مورد نیاز

داده‌های مورد بررسی، برگرفته از رساله مختاری نیا [۹]، موقعیت نشانگرهای مربوط به ۱۹ فرد سالم که هرکدام ۴ آزمایش مربوط به متغیرهای مستقل راستای حرکت، شامل حرکت قرینه (در صفحه ساجیتال^۴) و غیرقرینه (با زاویه ۶۰ درجه نسبت به صفحه ساجیتال در سمت غالب)؛ و اعمال بار خارجی در دو حالت بدون بار و اعمال بار ۸ کیلوگرمی با پوشیدن یک جلیقه، را انجام داده‌اند؛ مدت انجام هر دوره^۵ حرکت ۱/۵ ثانیه است [۹]. نشانگرها با روش استاندارد وایکن پلاگاین^۶ ساخت وایکن^۷ بر روی اندام قرار گرفته‌اند [۱۰]. با استفاده از ۶ دوربین (دستگاه تحلیل حرکات راه رفتن کشور انگلستان) محل نشانگرها با فرکانس داده‌برداری ۱۰۰ هرتز پیگیری و برای ۳۰ دوره ثبت شده است. پس از ثبت داده‌های خام، زوایای دوران مربوط به کمر از روش توالی اویلر استخراج شدند.

با استفاده از مختصات نشانگرها، جهت‌های محورهای مختصات بر روی کمر استخراج شد. با محاسبه بردارهای یکه برای دستگاه‌های مختصات، ماتریس دوران (R) از مختصات

^۴Sagittal
^۸Matlab
Information

^۵Cycle
^۹Delay embedding
^{۱۲}False Nearest Neighbor

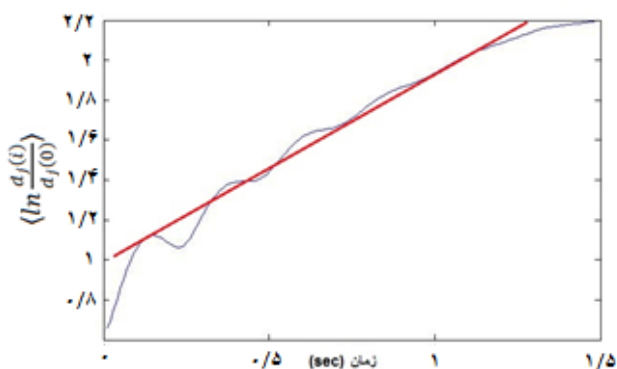
^۶Vicon plug in
^{۱۰}Embedding Dimension

^۷VICON
^{۱۱}Mutual

۳- نتایج

برای بازسازی فضای حالت سری زمانی حاصل از زاویه دوران کمر، زمان تأخیر از روش اطلاعات متقابل بدست آمد، طبق این روش اولین کمینه نسبی تابع اطلاعات متقابل نشان‌دهنده زمان تأخیر است. همچنین بعد بازسازی با استفاده از روش نزدیکترین همسایه کاذب، برای تمام حالت‌های مورد بررسی برابر با ۵ حاصل شد.

حداکثر نمای لیاپانوف، λ ، برای تخمین کنترل عصبی-عضلانی پایداری در طول حرکات تکراری دینامیک باربرداری محاسبه شده است [شکل (۱)].



شکل (۱) - شیب بهترین خط برازش شده بر میانگین مقادیر λ در زمان صفر تا ۱ دوره، نمای لیاپانوف را نشان می‌دهد.

نتایج تحلیل واریانس نشان داد اختلاف معنی‌داری ($p = 0.016$) بین دو حالت قرینگی و غیرقرینگی وجود داشته است. مقایسه میانگین پایداری موضعی لیاپانوف در دو حالت باربرداری قرینه و غیرقرینه ($LSD_{0.05}$) در شکل (۲) ارائه شده است. بر خلاف انتظار نتیجه مقایسه میانگین حاکی از ناپایداری بودن حرکت در راستای قرینه در مقایسه با راستای غیرقرینه بود. میانگین بزرگترین نمای لیاپانوف برای حالت باربرداری قرینه (در صفحه ساجیتال) $\lambda = 0.99 \pm$ و برای حرکت غیرقرینه این مقدار برابر با $\lambda = 0.23 \pm$ بود که اختلاف معنی‌داری از لحاظ آماری با یکدیگر داشته‌اند.

می‌دهد و در هر مرحله تعداد زوج همسایه‌هایی را که در بعد R^d همسایه بوده‌اند اما R^{d+1} همسایه نیستند، می‌شمارد و هرگاه این تعداد به صفر برسد، d را به عنوان d_E معرفی می‌کند [۱۴].

برای محاسبه بزرگترین نمای لیاپانوف از الگوریتم روزنشتاین^{۱۳} [۱۵] استفاده شده است. پس از بازسازی فضای حالت از سری زمانی، این الگوریتم به دنبال نزدیکترین همسایگی برای هر نقطه بر روی مسیر بازسازی شده، می‌پردازد. نزدیک‌ترین همسایگی برای نقطه مرجع X_j نقطه‌ای است که فاصله تا نقطه مرجع را کمینه کند، یعنی:

$$d_j(0) = \min_{X_j} \|X_j - X_j\| \quad (5)$$

$d_j(0)$ فاصله اولیه نقطه j ام از نزدیکترین همسایگی آن است. می‌توان نوشت:

$$d_j(i) = d_j(0)e^{\lambda(i\Delta t)} \quad (6)$$

با لگاریتم گرفتن از دو طرف رابطه (۶) نتیجه می‌شود:

$$Lnd_j(i) = Lnd_j(0) + \lambda(i\Delta t) \quad (7)$$

رابطه (۷) نشان‌دهنده تعدادی خطوط موازی (برای $j=1,2,\dots,M$) است که هر کدام دارای شیبی متناسب با λ هستند. بزرگترین نمای لیاپانوف در بازه صفر تا یک دوره، با محاسبه شیب خط برازش شده بر میانگین مقادیر λ ، به دست می‌آید:

$$y(i) = \frac{1}{\Delta t} \langle \ln \frac{d_j(i)}{d_j(0)} \rangle \quad (8)$$

برای کسب اطلاعات بیشتر در زمینه مفاهیم ریاضیات به کار رفته، خوانندگان می‌توانند به کتاب Schreiber و Kantz [۱۴] مراجعه کنند.

۳-۲- تجزیه و تحلیل آماری

تحلیل واریانس داده‌های بزرگترین نمای لیاپانوف با استفاده از طرح آزمایشی کاملاً تصادفی و با نرم‌افزار سس^{۱۴} انجام شد. مقایسه میانگین حالات با استفاده از روش حداقل اختلاف معنی‌دار ($LSD_{0.05}$) فیشر^{۱۵} انجام شد. متغیر وابسته بزرگترین نمای لیاپانوف است و عوامل شامل راستای حرکت و اعمال بار خارجی است. سطح معناداری نیز ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.

¹³Rosenstein

¹⁴SAS

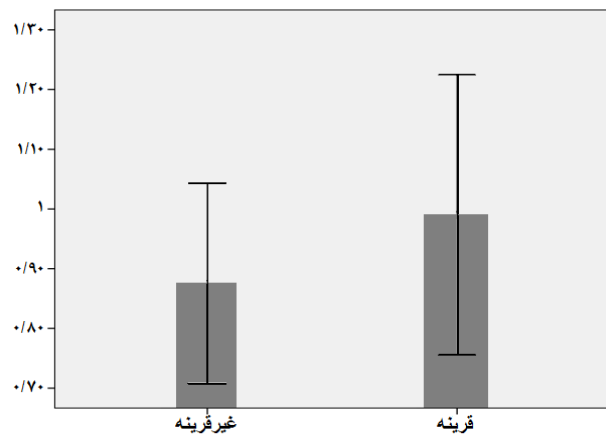
¹⁵ Fisher's LSD (Least Significant Difference)

هنگامی تضمین می‌شود که مجموع طیف کامل نماهای لیاپانف منفی باشد.

بدیهی است در مطالعه حاضر، بالاتنه برای همه شرایط آزمایشی پایدار بود؛ زیرا هیچ حرکت خارج از محدوده و یا آسیب‌زننده‌ای وجود نداشت. بنابراین نتیجه می‌گیریم مجموع نماهای لیاپانوف منفی بوده است. با این حال، هدف از مطالعه بررسی این موضوع بود که آیا پایداری در شرایط خاص حرکت دینامیک در مقایسه با بقیه حالات کمتر یا بیشتر است؟ بزرگترین نمای لیاپانوف، نشان‌دهنده حداقل جنبه پایدار حرکت دینامیک است؛ در نتیجه بررسی بزرگترین نمای لیاپانوف منطقی است، زیرا بینشی به رفتار دینامیک سیستم اسکلتی-عضلانی فراهم می‌کند و از نظر ریاضی تخمین این ضرایب از داده‌های آزمایشی امکان‌پذیر است.

حرکت قرینه در صفحه ساجیتال در مقایسه با حرکت غیرقرینه ناپایدارتر است، که با در نظر گرفتن کنترل عصبی-عضلانی این وظایف قابل توجه است. اندازه‌گیری‌های الکترومایوگرافی^{۱۶} فعالیت بیشتر عضلات مایل داخلی و خارجی را در طول حرکت غیرقرینه نشان می‌دهد [۱۷، ۱۸]؛ که برای کنترل این حرکات لازم هستند در حالی که برای حرکات قرینه فعالیت این عضلات کمتر است. حرکت همزمان بین دو صفحه ساجیتال و عرضی باعث تحمیل افزایش کنترل مورد نیاز می‌شود که این موضوع با مقادیر کمتر λ مستند است [۷]. از طرف دیگر قیود مکانیکی ستون فقرات در حرکت غیر قرینه بدلیل درگیری مفاصل بین مهره‌ها بیشتر است؛ لذا آزادی کمتری در مقایسه حرکت قرینه دارد. مطالعات بیشتری برای بررسی چگونگی تأثیر مسیر غیرقرینه بر الگوی کنترل عصبی-عضلانی حرکات دینامیک مورد نیاز است.

تغییرات معناداری با اعمال بار خارجی بر پایداری دینامیک کمر مشاهده نشد؛ این در حالی است که انتظار می‌رفت با تیمار بار ۸ کیلوگرمی، فعالیت عضلات و در نتیجه سختی آن‌ها افزایش یابد و از این‌رو باعث بهبود پایداری کمر شود. چرا که پایداری مکانیک ستون فقرات در حین حرکت، با افزایش نیروی ماهیچه‌ای و نیروی فشاری مفصل بدست



شکل (۲)- مقایسه میانگین پایداری موضعی لیاپانوف در دو حالت باربرداری قرینه و غیرقرینه (LSD, 0.05).

نتایج تحلیل واریانس همچنین نشان داد اعمال بار ۸ کیلوگرمی ($p = 0/212$) و اثر متقابل راستا \times بار ($p = 0/957$) تأثیر معناداری بر پایداری دینامیک موضعی نداشته است.

۴- بحث

در مطالعه حاضر به بررسی پایداری دینامیک موضعی ستون فقرات پرداخته، و به این منظور از روش بزرگترین نمای لیاپانوف استفاده شد. در این تحلیل تأثیر عوامل راستای حرکت و اعمال بار خارجی- که ممکن است بر حرکات خم و راست شدن تأثیر گذاشته و باعث ایجاد درد شوند- در نظر گرفته شد. نتایج نشان داد انجام حرکت به صورت قرینه از پایداری کمتری در مقایسه با انجام آن در حالت غیرقرینه دارد و نیز اعمال بار ۸ کیلوگرمی تأثیر معناداری بر پایداری افراد نداشته است.

درک معنی ضریب λ برای تفسیر نتایج مهم است. در وضعیت‌های استاتیکی، واکنش‌های عصبی-عضلانی به اغتشاش حرکتی، باعث خواهد شد سیستم به حالت تعادل خود بازگردد [۱۶]. به همین ترتیب، در خم شدن دینامیکی تنه، برقراری پایداری در سیستم کنترل عصبی-عضلانی باعث می‌شود حرکت دینامیک به سمت مسیر هدف حرکت جذب شود. وجود یک مسیر جاذب نماینده پایداری کلی،

¹⁶Electromyography

- [6] Panjabi, Manohar M., The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement; *Journal of spinal disorders & techniques*, 1992; 5(4): 383-389.
- [7] Granata K.P., England S.A., Stability of dynamic trunk movement; *Spine*, 2008; 31(10): E271.
- [8] Stergiou N., Decker L.M., Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection?; *Human movement science*, 2011; 30(5): 869-888.
- [9] Mokhtari Nia H.R., The effect of Velocity, Movement asymmetry and External load on Dynamic Postural Stability and Intersegmental Coordination In Nonspecific Low back Pain and Healthy subjects; PhD Thesis, Tarbiat Modares University, 2011.
- [10] Ageberg E., Bennell K., Hunt M., Simic M., Roos E., Creaby M., Validity and inter-rater reliability of medio-lateral knee motion observed during a single-limb mini squat; *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2010; 11(1): 265.
- [11] Argyris J.H., Faust G., Haase M., An Exploration of Chaos: An Introduction for Natural Scientists and Engineers. Netherlands: North-Holland, 1994: 50-52.
- [12] Kantz H., Schreiber T., *Nonlinear time series analysis*, Cambridge Univ. Press, 2004.
- [13] Fraser A.M., Swinney H.L., Independent coordinates for strange attractors from mutual information; *Physical Review A*, 1986; 33(2): 1134.
- [14] Kennel M.B., Brown R., Abarbanel H.D.I., Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction; *Physical review A*, 1992; 45(6): 3403.
- [15] Rosenstein M.T., Collins J.J., De Luca C.J., A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets; *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 1993; 65(1): 117-134.
- [16] Peterka R.J., Simplifying the complexities of maintaining balance; *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE, 2003; 22(2): 63-68.
- [17] Lavender S.A., Tsuang Y.H., Hafezi A., Anderson G.B., Chaffin D.B., Hughes R.E., Coactivation of the trunk muscles during asymmetric loading of the torso; *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 1992; 34(2): 239-247.
- [18] Granata K.P., Marras W.S., An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions; *Journal of Biomechanics*, 1993; 26(12): 1429-1438.
- [19] Graham R.B., Brown S.H., A direct comparison of spine rotational stiffness and dynamic spine stability during repetitive lifting tasks; *Journal of biomechanics*, 2012; 45(9): 1593-1600.

می‌آید. با توجه به افزایش فعالیت ماهیچه‌ای مورد نیاز برای تحمل بار، مطابق با آن سختی و نیروی ماهیچه‌ها نیز بیشتر می‌شود [۲۰، ۱۹]. از این دیدگاه با توجه به نتایج تجزیه و تحلیل آماری اعمال خارجی به صورت بالقوه خطرناک است؛ به این علت که در صورت بر هم خوردن تعادل، کشش عضلانی و پایداری کمر را تضمین نمی‌کند. این یافته در مطالعات پیشین نیز تأیید شده است که پاسخ عضلات کمری به اختلالات در شرایط بارگذاری در مقایسه با شرایط بدون بار با احتمال کمتری به وقوع خواهد پیوست [۲۱].

برای جمع‌بندی نهایی، در این مطالعه تحلیل سیستم‌های غیرخطی به داده‌های تجربی بدست‌آمده از حرکات تکراری دینامیک کمر اعمال شد. این تحلیل کنترل عصبی-عضلانی پایداری را در طول حرکات دینامیک مشخص می‌کند. نتایج نشان داد که راستای حرکت بر کنترل پایداری کمر مؤثر است؛ هرچند عدم بررسی تأثیر عوامل خستگی، سن، جنس و مقایسه نکردن دو گروه افراد سالم و بیمار را از این دیدگاه می‌توان از محدودیت‌های پژوهش برشمرد. در مطالعه‌های آتی بررسی‌های تکمیلی برای بهبود طراحی فضای کار و ارزیابی پایداری کمر در بیماران کمردردی توصیه می‌شود.

۵- مراجع

- [1] Wong K., Thomas T., Raymond Y., Lee W., Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip; *Human Movement Science*, 2004; 23(1): 21-34.
- [2] Maduri A., Pearson B.L., Wilson S.E., Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks; *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2008; 18(5): 807-814.
- [3] Singh T., Koh M., Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean; *Gait & Posture*, 2009; 29(1): 49-53.
- [4] Fathallah, Fadi A., William S., Marras, Parnianpour M., An assessment of complex spinal loads during dynamic lifting tasks; *Spine*, 1998; 23(6): 706-716.
- [5] Larivière C., Gagnon D., Loisel P., A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks; *Clinical Biomechanics*, 2002; 17(2): 89-98.

[21] Stokes I.A.F., Gardner-Morse M., Henry S.M., Badger G.J., Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature; *Spine*, 2000; 25(15): 1957-1964.

[20] Graham R.B., Sadler E.M., Stevenson J.M., Local dynamic stability of trunk movements during the repetitive lifting of loads; *Human movement science*, 2012; 31(3): 592-603.