

بررسی تغییرات الگوی کنترل حرکت ستون فقرات کمری به دنبال افزایش مقاومت: مطالعه کلینیکی

چکیده

سعید طالبیان*

حسین باقری

گروه فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

زمینه و هدف: در بسیاری از ضایعات وارده به مفاصل عدم ثبات حرکتی در حین فعالیت نقش عمده‌ای دارد. ثبات داینامیک در جهات مختلف در ستون فقرات کمری به دلیل ویژگی حرکات در سه محور و افزایش درجه آزادی از اهمیت زیادی برخوردار است. بیشترین فشار مفصلی اعم از فشارنده و سایشی در زمان بروز حداکثر گشتاور ایجاد می‌شود، لذا نقش مهمی در ثبات حرکت داینامیک دارد. این تحقیق متغیر فاز زاویه یا بروز حداکثر گشتاور و سرعت را شناسایی نموده و در ازای تغییر نیروهای وارده تخمینی از جابجایی آن دارد. **روش بررسی:** تعداد ۳۰ فرد سالم در این پژوهش شرکت کردند. آزمون شامل سه مرحله بود: ۱- تکمیل پرسشنامه و آشنایی با آزمایش ۲- آزمون حداکثر قدرت ایزومتریک در هر یک از سه محور حرکتی ستون فقرات ۳- آزمون حرکات داینامیک با پنج تکرار در هر سه محور حرکتی شامل: بدون مقاومت و با مقاومت به میزان ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر گشتاور. **یافته‌ها:** با افزایش مقاومت در هر کدام از سه محور افزایش گشتاور در حرکت داینامیک بوجود آمد ($p < 0.05$). اعمال مقاومت سبب شد فاز زاویه حرکتی حداکثر گشتاور و سرعت جابجا شود به نحوی که در هر سه محور حرکتی این جابجایی به سمت شروع دامنه خارجی حرکتی است و تفاوت معنی‌داری را نشان داد ($p < 0.05$). همبستگی معنی‌داری بین فاز زاویه گشتاور و سرعت در سه محور وجود دارد ($p < 0.05$). **نتیجه‌گیری:** تغییرات فاز زاویه حداکثر گشتاور و سرعت حرکتی به دنبال افزایش مقاومت حرکت به سمت شروع دامنه خارجی در سه محور حرکتی یک رفتار کنترلی در سیستم پردازش حرکت در رفتار داینامیک می‌باشد و تابع یک الگوی بیومکانیکال نیست چرا که با تغییر جزء نیرو الگوی رفتار ثابت نبوده است.

کلمات کلیدی: کنترل حرکت، ستون فقرات کمری، فاز زاویه، حرکت داینامیک، گشتاور عضلانی، بیومکانیک

*نویسنده مسئول، تهران، دانشکده توانبخشی گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۷۷۵۳۳۹۲۹ داخلی ۲۴۹

email: talebian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

در ارزیابی‌های خویش حرکات کمر را در شرایط اعمال نیرو یا مقاومت انجام داده‌اند. مشخص شده است که در نتیجه اعمال نیرو بیش از حد برای بلند کردن و جابجایی اجسام سنگین، حمل، هل دادن یا کشیدن اجسام احتمال صدمه به ستون فقرات کمری افزایش یافته به طوری که حدود ۳۰ درصد موارد را به خود اختصاص می‌دهد.^{۱،۲} تغییرات لحظه‌ای مرکز چرخش حرکت در ستون فقرات کمری می‌تواند یکی از مشخص‌ترین عوامل در بروز بعضی از صدمات ستون فقرات باشد به نحوی که با تغییر نیرو جابه‌جایی مهمی در این مرکز چرخش لحظه‌ای داریم^۳ همچنین در ارزیابی با MRI مشخص شده‌است که لوردوز کمری، ارتفاع دیسک و سطح مقطع دورال ساک به دنبال اعمال لود و پوزیشن‌های مختلف تغییر

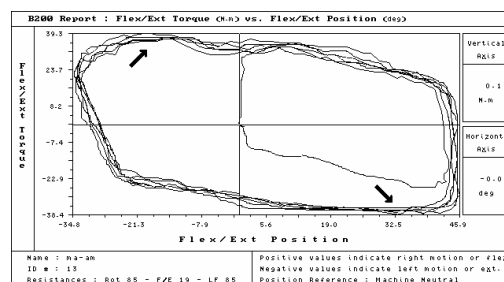
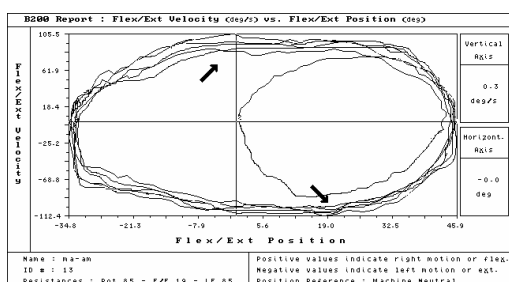
ستون فقرات کمری به‌عنوان یکی از مناطق بسیار حساس بدن و منشاء بروز درد و علائم ناتوانی در انسان همواره مورد توجه بسیاری از محققین و پژوهشگران می‌باشد. در راستای شناسایی و تعیین نقاط ضعف و قوت ستون فقرات، پژوهشگران تلاش نموده‌اند تا ارزیابی جامعی را در شرایط مختلف اعم از طبیعی و غیرطبیعی و نیز در وضعیت‌های استاتیک و داینامیک مورد بررسی قرار دهند.^{۴-۵} در زندگی روزمره کمتر اتفاق می‌افتد که فرد از حداکثر نیروی انقباضی عضلات مجاور ستون فقرات کمری خویش استفاده کند و به‌طور استاتیک این عضلات را منقبض نماید.^۶ از آنجا که وقوع کمر درد بیشتر وابسته به شرایط فیزیکی انجام فعالیت است بسیاری از محققین

می‌کند^{۱۲} این مورد نشان می‌دهد که ستون فقرات کمری در ازای تغییرات محیطی به‌طور داینامیک عمل می‌کند که قسمتی از این تغییرات مربوط به ساختار بیومکانیک و پاره‌ای دیگر ناشی از تغییرات در سطح کنترل حرکت است. با توجه به درجه آزادی حرکت ستون فقرات کمری در سه محور، که غالباً در فعالیت‌های روزمره اتفاق می‌افتد، سعی در برآورد تغییرات به‌وجود آمده در هر یک از این محورها با افزایش مقاومت در حرکت می‌تواند تعبیر جدیدی از تغییرات کنترل حرکت در پی داشته باشد. محققین زیادی در بیماران مبتلا به کمردرد و سالم با استفاده از الکترومیوگرافی عضلات شکم و ستون فقرات کمری سعی در شناخت الگوی رفتاری داشته‌اند^{۱۳-۶} ولی هیچ کدام از آنها ارزیابی با یا بدون مقاومت را بر اساس کنترل حرکت و با استفاده از دینامومتر انجام نداده‌اند. هدف از این تحقیق بررسی و شناسایی فاز زاویه گشتاور و سرعت حرکت ستون فقرات و ارزیابی تغییرات آن در ازای تغییر نیروهای وارده است.

روش بررسی

این پژوهش از نوع مطالعه مداخله‌ای (interventional) است و تعداد ۳۰ فرد سالم (۱۵ زن و ۱۵ مرد) در محدوده سنی ۲۰-۳۰ سال پس از تکمیل پرسشنامه، توجیه و آموزش اولیه در این پژوهش شرکت کردند. کلیه افراد شرکت کننده سالم و بدون اختلالات اسکلتی-عضلانی یا عصبی بودند و تاریخچه بروز کمردرد در حداقل یک سال گذشته را نداشتند. همچنین هیچ سابقه‌ای از شکستگی و یا بیماری مفصلی در ناحیه تنه و اندام‌های تحتانی را گزارش نمی‌کردند. در حین آزمایشات بروز هرگونه اختلال در حین حرکت، بروز درد یا خستگی فرد سبب حذف اطلاعات مورد نظر می‌شد. مدت آزمون ۴۵ تا ۶۰ دقیقه بود که در یک جلسه انجام می‌شد. آزمون شامل سه مرحله و صبح‌ها شامل موارد زیر بود:

مرحله اول: پر کردن بخش اول پرسشنامه حاوی اطلاعات دموگرافیک و سئوالاتی در مورد وضعیت تندرستی آنها آشنایی با آزمایش و دستگاه و شرایط و نحوه آزمون و تمرین گرم کردن افراد. مرحله دوم: آزمون حداکثر قدرت ایزومتریک در هر یک از سه محور حرکتی ستون فقرات به‌طور مستقل (به ترتیب فلکشن/اکستنشن، روتیشن راست/چپ و لترال فلکشن راست/چپ) به تعداد سه تکرار هریک به مدت ۱۰ ثانیه (شش ثانیه میانی جهت تعیین حداکثر



شکل ۱: تصویر تغییرات تابع دامنه حرکتی نسبت به سرعت و گشتاور حرکتی در پنج حرکت فلکشن/اکستنشن. در هر دوره حرکتی در یک زاویه خاص بیشترین گشتاور و سرعت اتفاق می افتد (با فلش مشخص شده است).

عوامل بیومکانیکی است و سیستم کنترل حرکتی در پاسخ به آن تعیین به کارگیری عضلات، زمانبندی و استراتژی می نماید.

یافته‌ها

تعداد ۳۰ داوطلب بدون سابقه کمردرد با میانگین سنی ۲۳/۲۰ سال و شاخص جرم بدن ۲۳/۴۰ در مراحل مختلف بر اساس روش تحقیق شرکت کردند. با افزایش نیرو، میزان حداکثر گشتاور در سه محور حرکتی افزایش معنی داری را بین دو نیروی ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر ایزومتریک، با شرایط بدون نیرو نشان داد ($p=0/000$) (جدول ۱). میزان تغییرات فاز زاویه حداکثر گشتاور و سرعت در سه محور حرکتی با افزایش نیرو کاهش معنی داری را نشان داد ($p=0/000$) (جدول ۲).

تجزیه و تحلیل یافته‌ها استفاده شد که با توجه به تعداد ۳۰ نمونه و آزمون توزیع نرمال KS مقایسه مقادیر میانگین متغیرها با روش student's t-test انجام گرفت. اطلاعات به دست آمده برای بررسی تغییرات زاویه‌ای حداکثر سرعت و گشتاور (Phase Angle) به رایانه منتقل و مورد ارزیابی قرار گرفتند. آزمایش ارزیابی رفتار کنترل حرکتی (Control of Movement) با انجام حرکات داینامیک با پنج حرکت در دو جهت فلکشن و اکستنشن یا روتیشن و یا لترال فلکشن با حداکثر تلاش در مقابل ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر نیروی انجام می شد. رفتار حرکتی پس از اتمام آزمایش توسط کامپیوتر به صورت تابع تغییرات دامنه حرکتی نسبت به گشتاور و سرعت ترسیم شده و میزان حداکثر گشتاور و سرعت تولید شده در ازای تغییرات دامنه استخراج و مورد ارزیابی قرار می گرفت (شکل ۱). این رفتار ناشی از

جدول ۱: میانگین (انحراف معیار) و مقایسه حداکثر گشتاور ایزومتریک و داینامیک با نیروهای ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر و بدون نیرو (۳۰ نفر)

نوع حرکت	حداکثر گشتاور (نیوتن متر)			سطح معنی داری	
	بدون نیرو	۲۵٪	۵۰٪	مقایسه بدون نیرو با ۵۰٪ حداکثر گشتاور	مقایسه بدون نیرو با ۲۵٪ حداکثر گشتاور
فلکشن	۱۵/۷۱	۲۰/۶۱	۵۰/۹۳	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۶۵)	(۱/۸۳)	(۴/۵۴)		(۶/۴۳)
اکستنشن	۱۸/۷۹	۲۶/۷۰	۵۵/۴۹	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۲/۸۱)	(۲/۶۱)	(۵/۴۲)		(۷/۵۳)
روتیشن راست	۶/۷۹	۱۲/۷۹	۱۸/۸۵	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۹۲)	(۳/۹۶)	(۵/۸۴)		(۷/۲۷)
روتیشن چپ	۵/۴۰	۱۲/۰۵	۱۸/۱۹	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۲/۱۹)	(۳/۴۹)	(۵/۲۷)		(۶/۵۵)
لترال فلکشن راست	۱۶/۸۶	۳۴/۷۵	۴۹/۹۹	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۶۵)	(۴/۹۸)	(۷/۱۶)		(۹/۴۷)
لترال فلکشن چپ	۱۲/۴۶	۳۳/۱۲	۴۷/۲۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۲/۸۵)	(۴/۴۸)	(۶/۳۹)		(۸/۴۶)

جدول-۲: میانگین (انحراف معیار) و مقایسه زاویه بروز حداکثر گشتاور و سرعت در حالات بدون نیرو و نیروهای ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر (۳۰ نفر)

نوع حرکت	زاویه بروز حداکثر گشتاور (درجه)					زاویه بروز حداکثر سرعت (درجه)				
	بدون نیرو	%۲۵	%۵۰	سطح معنی داری %۲۵	سطح معنی داری %۵۰	بدون نیرو	%۲۵	%۵۰	سطح معنی داری %۲۵	سطح معنی داری %۵۰
فلکشن	۱۷/۷۶	۱۳/۲۹	۱۱/۱۲	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۱۷/۰۹	-۷/۰۷	-۹/۰۹	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۱/۹۳)	(۲/۱۳)	(۱/۸۹)			(۱/۷۷)	(۳/۲۶)	(۲/۹۷)		
اکستنشن	۲۴/۴۷	۲۱/۶۶	۱۷/۰۳	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۲۲/۲۳	۲۳/۶۹	۱۹/۷۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۵/۶۵)	(۵/۹۰)	(۵/۴۵)			(۴/۹۶)	(۴/۳۶)	(۳/۹۳)		
روتیشن راست	۴۹/۵۶	۴۴/۸۹	۴۱/۱۶	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۴۹/۵۳	۴۴/۷۷	۴۰/۹۴	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۴۷)	(۳/۳۵)	(۳/۴۷)			(۳/۷۲)	(۳/۶۶)	(۴/۱۸)		
روتیشن چپ	۴۷/۲۹	۴۳/۶۵	۳۸/۷۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۴۸/۳۱	۴۴/۷۳	۳۹/۹۴	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۷۰)	(۳/۶۶)	(۳/۸۵)			(۳/۷۰)	(۳/۶۶)	(۳/۸۵)		
لترال فلکشن راست	۴۰/۵۰	۳۸/۲۷	۳۶/۵۴	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۴۱/۵۲	۳۹/۲۵	۳۷/۶۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۶۵)	(۳/۵۱)	(۳/۶۲)			(۳/۶۵)	(۳/۵۱)	(۳/۶۲)		
لترال فلکشن چپ	۳۹/۹۹	۳۷/۲۲	۳۵/۰۹	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۴۱/۰۵	۳۸/۲۰	۳۶/۲۹	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
	(۳/۴۲)	(۳/۵۹)	(۳/۳۰)			(۳/۴۲)	(۳/۵۹)	(۳/۳۰)		

بحث

نمی‌باشد چرا که در حین انجام کار هیچ تغییری در مدل بیومکانیکی داده نشده است و تنها فرد از میزان اعمال لود آگاهی داشته و سعی نموده است که حرکت را با حداکثر فعالیت عضلانی شروع کند. در خصوص فاز زاویه حداکثر سرعت حرکتی نیز روند جابجایی زاویه بروز حداکثر سرعت شبیه به گشتاور بوده است. این تغییرات اندک ولی تکرار پذیر بوده و تنها در خصوص حرکت اکستنشن با ۲۵ درصد نیرو و تغییر فاز برعکس همراه با افزایش دامنه می‌باشد دلیل تغییرات سرعت شبیه به گشتاور می‌تواند ناشی از ماهیت حرکات ایزوتونیک باشد که با افزایش نیروی عضلانی، سرعت حرکت نیز افزایش می‌یابد و این امر تابع تغییرات نیروی مقاومت‌کننده در محدوده وجود حرکت است. رابطه خطی مثبت معنی‌داری بین تغییرات فاز زاویه گشتاور و سرعت در سه محور دیده شد. سپاسگزاری: این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی و تهران به شماره قرارداد ۲۶۴۲ مورخ ۱۳۸۴/۱۲/۸ می‌باشد که بدینوسیله نویسندگان مراتب قدردانی خویش را اعلام می‌دارند.

هدف این تحقیق ارزیابی و شناخت تغییرات فاز زاویه گشتاور و سرعت به دنبال افزایش مقاومت خارجی به حرکت ستون فقرات در سه محور حرکتی بود. مشخص شد که با افزایش مقاومت به‌ویژه در ۵۰٪ حداکثر گشتاور حرکتی در هر کدام از سه محور افزایش گشتاور در حرکت داینامیک به‌وجود می‌آید. این افزایش در حرکت صفحه ساژیتال بیشتر از صفحات دیگر است. این یافته با نتایج قبلی که توسط Malchaire و Thelen ارائه شد مطابقت دارد.^{۱۳} نکته مهم در این تحقیق ارزیابی فاز زاویه حرکتی در اعمال مقاومت مختلف بود که نشان داد با افزایش مقاومت دامنه بروز حداکثر گشتاور و سرعت جابجا می‌شود به نحوی که در هر سه محور حرکتی این جابجایی در مورد حداکثر گشتاور به سمت شروع دامنه خارجی حرکتی می‌باشد. به عبارتی دیگر فرد در مواجه با افزایش مقاومت در حین حرکت با تغییر برنامه‌ریزی حرکتی، حداکثر فعالیت عضلانی را در مراحل اولیه شروع حرکت انجام می‌دهد این رفتار تابع تغییرات بیومکانیکال

References

1. Malchaire JB, Masset DF. Isometric and dynamic performances of the trunk and associated factors. *Spine* 1995; 20: 1649-56.
2. Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Fathallah FA, Ferguson SA, Allread WG. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics* 1995; 38: 377-410.

3. Thelen DG, Ashton-Miller JA, Schultz AB. Lumbar muscle activities in rapid three-dimensional pulling tasks. *Spine* 1996; 21: 605-13.
4. McIntyre DR. The stability of isometric trunk flexion measurements. *J Spinal Disord* 1989; 2: 80-6.
5. McIntyre DR, Glover LH, Conino MC, Seeds RH, Levene JA. A comparison of the characteristics of preferred low-back motion of normal subjects and low-back-pain patients. *J Spinal Disord* 1991; 4: 90-5.
6. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 1005-12.
7. Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res* 2001; 141: 261-6.
8. Ng JK, Kippers V, Parnianpour M, Richardson CA. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 1082-6.
9. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine* 1995; 20: 199-204.
10. Sihvonen T, Partanen J, Hänninen O, Soimakallio S. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1991; 72: 1080-7.
11. Schmidt H, Heuer F, Claes L, Wilke HJ. The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces: A finite element analysis. *Clin Biomech* 2008; 23: 270-8.
12. Madsen R, Jensen TS, Pope M, Sørensen JS, Bendix T. The effect of body position and axial load on spinal canal morphology: an MRI study of central spinal stenosis. *Spine* 2008; 33: 61-7.
13. Nahit ES, Macfarlane GJ, Pritchard CM, Cherry NM, Silman AJ. Short term influence of mechanical factors on regional musculoskeletal pain: a study of new workers from 12 occupational groups. *Occup Environ Med* 2001; 58: 374-81.

Changes in lumbar spine motor control strategies following an increase in load: clinical trial

Abstract

Talebian S.*
Bagheri H.

Department of Physical
Therapy Tehran University of
Medical Science

Background: Joint trauma and injury are the most common causes of dynamic instability. Dynamic instability has a great effect on the lumbar spine, due to its three-dimensional motions. The greatest amounts of compression and shearing force are imposed at the points of maximum torque and velocity. The changes in these phase angles upon bearing various loads can cause some pathologic conditions. In this study, we examined the phase angle at maximum torque and velocity in the three planes of movement and then estimated their displacement upon external loads.

Methods: Using the B200 isoinertial dynamometer, 13 subjects were tested in three stages as follows: 1) Familiarization with tests and apparatus. 2) Warm-up and three maximum isometric tests, with a rest interval between each test, in the three axes of lumbar motion including: flexion/extension, rotation to right/left, lateral flexion to the right/left. 3) Five dynamic tests in these three axes of motion without load, with 25% maximum voluntary torque, and with 50% maximum voluntary torque. Special software was used to analyze the raw data and detect the occurrence of maximum torque and velocity in the dynamic range of motion at each of the three axes.

Results: When the load was increased, the maximum dynamic torque in each of the three axes increased ($P<0.05$). The increase in load shifted the phase angles toward the maximum torque and velocity ($P<0.05$), with a positive correlation between changes in torque and velocity phase angles ($P<0.05$).

Conclusions: Rather than being a function of the biomechanical pattern, the changes in maximum torque and velocity of the phase angles following an increase in motion resistance to the outer range of the three axes are actually a control behavior in the motion processing system in dynamic movement.

Keywords: Motor control, lumbar spine, phase angle, dynamic motion

*Corresponding author: physical
therapy
Tel: +98-21- 77533939 (249)
email: talebian@sina.tums.ac.ir