مجله دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، دوره ٦٥ ، شماره ٤، تیر ١٣٨٦، ٤٣-٣٨

بررسی تغییرات کنترل حرکت در انجام حرکت فلکشن و اکستنشن ستون فقرات کمری به دنبال استفاده از حمایت کننده‌های کمری - خاجی

سعید طالبیان*
غلامرضا علیایی
محمدرضا هادیان
حسین باقری
سیما مهرداد

۱- گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

*نویسنده مسئول، نشانی: تهران، خیابان انقلاب، دانشکده توانبخشی، بخش کنترل حرکت انسان
تلفن: ۷۷۵۳۳۹۳۹
email:talebian@sina.tums.ac.ir

چکیده

زمینه و هدف: تغییرات کنترل حرکت در استفاده از محافظت کننده‌ها می‌تواند به درک و شناخت تاثیر آن در عملکرد انسان کمک نماید. پژوهش حاضر نگرشی دارد بر چگونگی استفاده از دایناموم‌ترها در جهت کمّی نمودن اندازه‌های الگوی حرکتی در رابطه با ستون فقرات به دنبال استفاده از کمربند کمری- خاجی. ***روش بررسی:*** ۵۰ زن سالم به طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. دامنه حرکتی، حداکثر گشتاور ایزومتریک و تغییرات زاویه وقوع حداکثر گشتاور و سرعت حرکتی در نتیجه استفاده از کمربند کمری ـ خاجی در حرکات فلکشن و اکستنشن در حالتهای ایستاده و نشسته اندازه‌گیری و مقایسه شدند. ***یافته‌ها:*** دامنه حرکتی ستون فقرات کمری در دو جهت فلکشن و اکستنشن در وضعیت‌های ایستاده و نشسته بعد از استفاده از کمربند کاهش معنی‌داری داشت (p=۰/۰۱). کاهش معنی‌دار حداکثر گشتاور ایزومتریک در حالتهای فلکشن نشسته و اکستنشن ایستاده و نشسته ملاحظه شد (p=۰/۰۱). فاز زاویه حداکثر گشتاور و سرعت در دو جهت فلکشن و اکستنشن در حالتهای ایستاده و نشسته تغییر معنی‌داری کردند (p=۰/۰۱). ***نتیجه‌گیری:*** کمربند کمری خاجی سبب کاهش نیروهای وارده به سطح مهره‌های کمری می‌شود و با جابجایی زاویه وقوع حداکثر گشتاور و سرعت به ابتدای دامنه حرکتی احتمال بروز فشارهای طبیعی وارده را در شرایط استحکام مفصلی فراهم می‌آورد. این امر می تواند به کاهش استرسهای وارده به مفاصل خلفی ستون فقرات کمری منجر شود و محدودیتی را برای نیروها لحظه ای چندگانه در شروع حرکت مفصلی فراهم می‌سازد. در این شرایط از ضایعات مفصلی جلوگیری شده و از بروز استرسهای مکانیکال که سبب بیماریهای مفصلی می شوند جلوگیری به عمل می آورد.

کلمات کلیدی: کمربند کمری خاجی، کنترل حرکت، ستون فقرات، ایزواینرشیال B200، فاز زاویه.

مقدمه

کمر درد یکی از مشخص‌ترین اختلالات و مشکلات عضلانی – اسکلتی است که همراه با از دست دادن و صرف هزینه‌های اقتصادی و ناتوانی قابل ملاحظه می‌باشد. ارزیابی عملی و توانبخشی بیماران مبتلا به کمردرد در نتیجه مسائل شغلی مدتها است که هدف غائی فیزیوتراپیست‌ها می‌باشد. آمار نشان می‌دهد که حدود ۷۰ ٪ از افراد در مواقعی از عمر خود کمر درد را تجربه کرده‌اند. این درد می‌تواند عاملی برای ناتوانی در سنین زیر ٤٥ سال باشد و بعد از بیماری‌های قلبی سومین علت از کار افتادگی محسوب می‌شود.

صرف‌نظر از ضایعاتی که در نتیجه تحمل بارهای سنگین یا ناگهانی بوجود می‌آید، بررسی‌ها نشان می‌دهند کمردرد ناشی از فعالیت یکی از پرهزینه‌ترین عارضه‌های بشری می‌باشد.[۱و۲] تجربیات کلینیکی نشان می‌دهد که کارهای سنگین فیزیکی با بروز کمردرد ارتباط قابل توجهی دارد. عوامل موثر در بروز کمردرد در رابطه با حرفه و شغل می‌تواند ناشی از حمل بار سنگین، هل دادن یا کشیدن، خم شدن مکرر، چرخش‌های کنترل نشده و ایستادن یا نشستن به مدت طولانی باشد.[۳و٤] درصد قابل توجهی در حدود ۳۳٪ موارد، کمردرد اختصاص به حمل اجسام سنگین و خم‌شدن ناگهانی دارد که چون رفتار حرکتی فوق در طی ساعات روز برای هر فردی ممکن است به کرات رخ

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-04]

دهد لذا بروز کمردرد در محیط‌های کاری اجتناب‌ناپذیر است و آموزش افراد در جهت بکارگیری مناسب از مفاصل و عضلات فعال در محدوده‌های عملکردی تا حدود زیادی می‌تواند یک عامل جلوگیری‌کننده یا بازدارنده باشد. امروزه در کارخانه‌ها و مراکز کاری قبل از استخدام از آزمایشات ویژه ستون فقرات با کمک دستگاه‌های ایزوواینرشیال به منظور کاهش وقوع و شدت کمردرد استفاده می‌شود. نقش عضلات کمری و رفتار مناسب آن در این آزمایشات از اهمیت خاصی برخوردار است.[۵] Lee و Chen در سال ۲۰۰۰ در ۱۸ مرد با استفاده از رادیوگرافی اثر دو نوع محافظت‌کننده کمری و لگنی را بر روی مهره‌های کمری در زوایای حرکتی ساژیتال مورد بررسی قرار دادند. آنها نتیجه گرفتند که تغییرات معنی‌داری در وضعیت حرکتی مهره‌های L1/S1 در حین حرکت و استراحت توسط هر دو نوع محافظت کننده‌ها بوجود می‌آید. بطوریکه در حالت ایستاده زاویه قرارگیری مهره‌های کمری افزایش می‌یابد ولی در حالت نشسته عمودی پوشیدن محافظت‌کننده کمری هیچ تاثیری در زوایا نداشت و برعکس محافظت‌کننده لگنی سبب کاهش مشخص بویژه در مهره‌های L1/L3 شد. در وضعیت نشسته با خم شدن تنه به جلو حدود ۱۵ درجه هر دو نوع محافظت کننده باعث افزایش زاویه گردیدند.[۶] Smith و همکارانش اثر کمربند را روی وضعیتهای خاص جهت رسیدن دست به اشیاء در ۱۶ دانشجو دختر و پسر مورد ارزیابی قرار دادند. آنها نتیجه گرفتند که کمربند سبب تصحیح پوسچر رسیدن دست به شیئی می‌گردد.[۷] Warren و همکارانش، تاثیر شکم‌بند حمایتی نرم کمری را بر روی عضلات مایل شکمی ۲۰ فرد سالم بزرگسال در حین بلندکردن بار از حالت چمباتمه مورد بررسی قرار دادند. با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی آنان به این نتیجه رسیدند که به دنبال استفاده از شکم‌بند کاهش معنی‌داری در فعالیت عضلات مایل شکمی بوجود می‌آید. این در حالی بود که از نظر فردی در ۱۴ زن کاهش فعالیت، در پنج مرد افزایش فعالیت و در یک مرد بدون تغییر بود. در مجموع آنان نتیجه‌گیری کردند که کمربند نرم می‌تواند نقش حمایتی در حین بلند کردن داشته باشد.[۸] Toda در سال ۲۰۰۲ مقاله‌ای تحت عنوان اثر نسبت دور کمر به دور لگن در سطح ران بر روی تاثیرگذاری کمربند لومبوساکرال در افراد مبتلا به کمر درد مزمن با منشاء عضلانی ارائه داد. وی ۱۴۳ فرد را با سابقه کمر درد مزمن بدون علائم رادیولوژیکی و کلینیکی دال بر فتق دیسک یا اسپوندیلوزیس مورد ارزیابی قرار داد. کلیه افراد به مدت چهار هفته در دو گروه با کرست لومبوساکرال معمولی و کرست همراه با یک باندکشی که از عقب به جلو محکم کشیده می‌شد، تحت درمان بودند. با استفاده از رادیوگرافی زاویه ساکروم قبل و بعد از استفاده از کرست محاسبه شد. نسبت دور شکم به لگن جهت محاسبه ضریب چاقی در نظر گرفته شد که برای مردان بیشتر یا مساوی ۹۰ ٪ و برای زنان ۸۰٪ بود. بعد از چهار هفته زاویه ساکرال در گروه کرست با نوار کشی افزایشی حدود ۳/۸ درجه و در گروه کرست معمولی کاهش ۲/۸ درجه‌ای داشت که نشان می‌دهد کرست نوع نوار با نوارکشی دارای مزیت مکانیکی در مقایسه با کرست معمولی است. همچنین افرادی که چاقی نداشتند پاسخ بهتری با کرست نوع نواردار در مقایسه به کرست معمولی نشان دادند.[۹] در این روشها حداکثر و متوسط گشتاور، سرعت، کار و قدرت تولیدی عضلات فعال در حرکتهای حول سه محور بیومکانیکی اندازه‌گیری شده و براساس پروتکل تعریف شده ارائه نتایج می‌شود. اما مسئله مهم رفتار حرکتی ستون فقرات و کنترل حرکتی آن بر اساس تغییرات محیطی و فردی در ازای وظایف مختلف محوله به فرد است. لذا گسترش پروتکلهای ارزیابی کنترل حرکتی بسیار مهم است و محققین زیادی در این رابطه تلاش نموده‌اند. پژوهش حاضر نگرشی دارد بر چگونگی استفاده از دینامومترها در جهت کمی نمودن اندازه‌های الگوی حرکتی در رابطه با ستون فقرات و استفاده از حمایت کننده‌های کمری – خاجی و توصیه مفید بودن یا عدم کاربرد آنان در جلوگیری از فشارهای وارده به ستون فقرات کمری.

روش بررسی

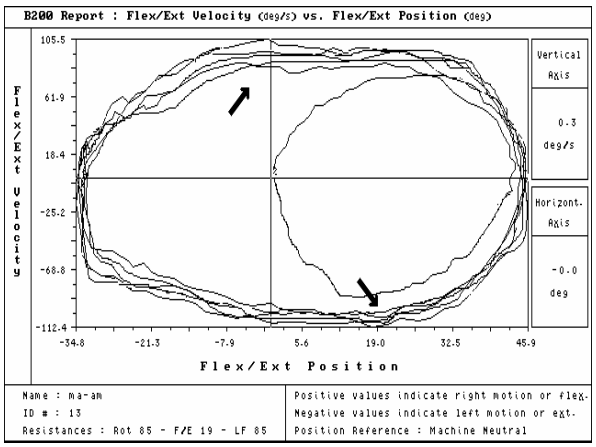
در این پژوهش تعداد ۵۰ زن سالم در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال پس از تکمیل پرسشنامه، توجیه و آموزش اولیه در دو گروه مجزا شرکت کردند. گروه اول حرکات فلکشن و اکستنشن کمر را به تعداد پنج بار بدون نیروی خارجی قبل و بعد از پوشیدن محافظت کننده کمری در وضعیت ایستاده انجام دادند گروه دوم در حالت نشسته با فلکشن ۹۰ درجه ران و زانو در حالیکه توسط نوارهای مخصوص نواحی ران، سینه و لگن ثابت شده بود قبل و بعد از استفاده از محافظت‌کننده کمری حرکات فلکشن و اکستنشن را انجام دادند و کلیه اطلاعات به دست آمده از این دو گروه برای بررسی تغییرات زاویه‌ای حداکثر

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-04]

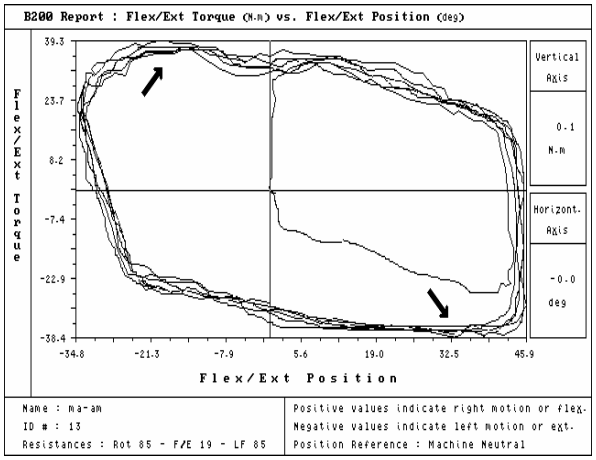
سرعت و گشتاور (Phase Angle) به رایانه منتقل و مورد ارزیابی قرار گرفتند. در این تحقیق از دستگاه داینامومتر سه بعدی از نوع Isostation B200، کامپیوتر و حمایت‌کننده کمری خاجی شامل چهار بار فلزی خلفی و کمربند مخصوص با قابلیت تنظیم جهت ارزیابی اثر محافظت کننده استفاده گردید. آزمایشات بطور تصادفی و در دو جلسه جداگانه شامل یک روز بدون محافظت کننده و روز دیگر با پوشیدن آن در هر دو گروه بعمل آمد. در جلسه اول نمونه‌ها پس از پر کردن بخش اول پرسشنامه که حاوی اطلاعات دموگرافیک و سئوالاتی در مورد وضعیت تندرستی آنها بود، با نحوه آزمایش و کار خواسته شده آشنا می‌شدند. پس از قرارگیری درون دستگاه و بستن نوارهای مخصوص ثبات وضعیتی در حین فعالیت و تنظیم و کالیبریشن آن در مرحله ابتدایی آزمایش حداکثر قدرت ایزومتریک انجام می‌گرفت. بدین ترتیب که افراد سه انقباض را در دو جهت فلکشن و اکستنشن با حداکثر تلاش خویش در مقابل حداکثر نیروی اعمال شده توسط دستگاه انجام می‌دادند. بین هر تکرار سه دقیقه برای رفع خستگی احتمالی در نظر گرفته می‌شد. آزمایش ارزیابی رفتار کنترل حرکتی (Control of Movement) با انجام حرکات داینامیک با پنج تکرار حرکتی در صفحه ساژیتال بصورت فلکشن / اکستنشن تنه با حداقل مقاومت به میزان هفت نیوتون متر پس از آزمایش حداکثر قدرت با و بدون استفاده از محافظت کننده کمری خاجی در دو جلسه متفاوت انجام می‌شد. رفتار حرکتی پس از اتمام آزمایش توسط کامپیوتر بصورت 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). در ارزیابی نتایج پس از بررسی توزیع نرمال با روشKolmogorov Smirnov از آزمون t-test با سطح معنی‌داری ۹۵٪ استفاده شد.

یافته‌ها

تعداد ۵۰ زن سالم در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال که میانگین سن، قد و وزن آنها به ترتیب عبارت بود از ۲/۱ + ۲۳/۱۶ سال، ۰/۴۸ +۱/۶۴ متر و ٤/٨٤ + ٥٦/١٤ کیلوگرم در این آزمایش شرکت داشتند. با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS ویراست دهم مقایسه دو مرحله از آزمایشات انجام شد. استفاده از کمربند کمری خاجی سبب تغییر در



تعیین فاز زاویه‌ای سرعت



تعیین فاز زاویه‌ای گشتاور

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). این رفتار ناشی از عوامل بیومکانیکی است و سیستم کنترل حرکتی در پاسخ به آن، به کارگیری عضلات، زمانبندی و استراتژی را تعیین می‌نماید.

متغیرهای مورد آزمایش شد (جدول ۱). به دنبال استفاده از کمربند، دامنه حرکتی ستون فقرات کمری در دو جهت فلکشن و اکستنشن در وضعیت‌های ایستاده و نشسته بعد از استفاده از کمربند با استفاده از آزمون t-test کاهش معنی‌داری داشت (p=۰/۰۱). همچنین کمربند لومبوساکرال سبب کاهش معنی‌دار حداکثر گشتاور ایزومتریک در حالت‌های فلکشن نشسته و اکستنشن ایستاده و نشسته شد (p=۰/۰۱). مقایسه فاز زاویه حداکثر گشتاور و سرعت بعد از دریافت کمربند در دو جهت فلکشن و اکستنشن در ایستاده و نشسته نشان

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-04]

جدول-۱: میانگین و انحراف معیار دامنه، گشتاور ایزومتریک، زاویه بروز حداکثر گشتاور و سرعت در قبل و بعد از استفاده از محافظت‌کننده (در وضعیت ایستاده و نشسته)

نوع حرکت	مرحله	وضعیت	دامنه حرکتی (درجه)	حداکثر گشتاورایزومتریک (نیوتن متـــر)	فاز زاویه گشتاور (درجه)	فاز زاویه سرعت (درجه)
فلکشن	قبل	ایستاده	۶۱/۵۰ ± ۶/۷۹	۳۲/۶۸ ± ۵/۹۶	۱۷/۹۲ ± ۲/۸۳	۱۷/۱۶± ۲/ ۷۰
		نشسته	۳۳/۶۳ ± ٤/۸۸	۳۶/۵۸ ± ۵/٤۲	۱٤/۶۳ ± ۱/۹٤	۱۷/۸۰ ± ۱/۹۰
	بعد	ایستاده	۵۷/۸۵ ± ۷/۰۳	۳۳/۰۹ ± ۳/۸۸	−۱۵/۶٤ ± ۸/۵۱	−۳/۶۵± ۷/ ۶۰
		نشسته	۳۱/۲۵ ± ٤/۶۳	۳٤/۲۲± ۵/۶۷	−۱۲/٤٤ ± ۸/۳۳	−۱/۰۳ ± ۳/۱۰
اکستنشن	قبل	ایستاده	−۳٤/۲٤ ± ۵/۷۳	۷۳/۰۲ ± ۹/۹۰	۳۵/۰۹ ± ۶/۲٤	۲۱/۸۶ ± ۵/۱۷
		نشسته	−۲۳/۸٤ ± ۵/۶۱	٤۷/۰۷ ± ۱۳/۵۶	۳۳/۵۲ ± ٤/۹۶	۱۶/۲۱ ± ۲/۹۲
	بعد	ایستاده	−۲۱/۲۲ ± ۶/۰۹	۳۳/٤۹ ± ۹/۸۱	۳۶/۰۶ ± ۵/۸۸	۲۲/۹۵ ± ۵/ ۰۵
		نشسته	−۱۷/۸۹ ± ۷/۳۵	٤۳/۸۰ ± ۱۳/٤٤	۳۹/۱۸ ± ۸/۵۲	۲۲/۰۷ ± ۳/ ۲۶

جدول-۲: مقایسه میانگین تغییرات دامنه حرکتی، گشتاور ایزومتریک، زاویه بروز حداکثر گشتاور و سرعت با استفاده از محافظت‌کننده (وضعیت ایستاده و نشسته)

نوع حرکت	وضعیت	دامنه حرکتی	حداکثر گشتاور ایزومتریک	فاز زاویه گشتاور	فاز زاویه سرعت
فلکشن	ایستاده	−۵/۷۱	۳/٤۲	−۱۸۵/٤۹	−۱۲۰/۱۶
	نشسته	−۵/۶۷	**−۶/۷۱	−۱۸۶/۳۲	**−۱۰۵/۵۹
اکستنشن	ایستاده	−۱۵/۲۷	−۱۱/۲۱	۳/۲٤	۷/۹۰
	نشسته	−۲۲/٤۷	*−۷/۷۶	**۱۶/۲۹	**۳۷/۲٤

*p=۰/۰۲ ،**p=۰/۰۰۰

داد که تغییر معنی‌داری در جابجایی دامنه بروز حداکثر گشتاور و سرعت (انتقال آن به ابتدای دامنه خارجی حرکتی) بوجود می‌آید (p=۰/۰۰۱). مقایسه درصد تغییرات بین دو حالت ایستاده و نشسته نشان داد که تفاوت معنی‌داری به ویژه در فاز زاویه گشتاور و سرعت وجود دارد به نحوی که در فلکشن ایستاده بعد از استفاده از کمربند تغییرات بیشتری نسبت به حالت نشسته بوجود می‌آید، در حالی که بر عکس در حالت اکستنشن ایستاده بعد از استفاده از کمربند تغییرات کمتری نسبت به حالت نشسته دیده می‌شود. (جدول ۲).

بحث

در این تحقیق مشاهده کردیم محافظت کننده‌های کمری سبب تغییر پوسچر ستون فقرات و تغییرات زاویه قرارگیری مهره‌ها در حالت‌های فلکشن و اکستنش در دو وضعیت ایستاده و نشسته می‌شوند که با نتایج Lee و Chen و نتایج Smith و همکارانش مطابقت دارد. به دلیل تغییرات انحنای کمر و افزایش فشار داخل شکمی کاهش گشتاور حداکثر را متعاقب فعالیت ایزومتریک عضلات فلکسور و اکستانسور در ابتدای زاویه خارجی (نقطه شروع حرکت) خواهیم داشت. یافته‌های این تحقیق با نتایج Warren و همکارانش که از الکترومیوگرافی در حرکت دینامیک استفاده کرده بودند مطابقت دارد.[۸] لذا به نظر می‌رسد جدای از تغییرات در بیومکانیک ستون فقرات، کمربند سبب کاهش بکارگیری واحدهای حرکتی و سطح فعالیت عضلانی می‌شود. این امر در کاهش نیروهای وارده به سطوح مفصلی مفید است و سبب جلوگیری از اعمال زیاد نیروهای فشاری (Compression) و چینشی (Shearing) می‌شود. نکته مهم در این

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-04]

تحقیق ارزیابی محل وقوع حداکثر گشتاور و سرعت در حین انجام حرکت داینامیک بر حسب درجه بود که بعد از استفاده از کمربند محل آن در دو جهت فلکشن و اکستنشن در دو حالت ایستاده و نشسته جابجا شدند و به سمت شروع حرکت یا ابتدای دامنه خارجی رفتند. این امر نشان می دهد با تغییر زوایای مفاصل و تغییر هندسه عضلات تنه (طول و راستای قرارگیری عضلات) و تغییرات احتمالی در دریافت حس عمقی لیگامانها، تندون و عضلات پاراسپاینال و شکمی پردازش حسی تغییر یافته و منجر به بروز تغییر در زمانبندی فعالیت عضلانی و ایجاد حداکثر گشتاور و سرعت در حین حرکت داینامیک شده است (تغییرات کینتیک و کینماتیک). اثربخشی کمربند لومبوساکرال در این متغیر می‌تواند به نقش آن در تغییر برنامه‌ریزی حرکتی برگردد. چرا که در زمانبندی بکارگیری عضلات در حین حرکت نقش کنترل حرکت و دخالت سیستم اعصاب مرکزی قطعی است و هر فرایند یا مداخله ای که بتواند تغییرات در شروع و یا خاتمه بکارگیری عضلات موثر در آن حرکت بکند با اثر مستقیم یا غیر مستقیم بر روی درک حسی، پردازش مرکزی و اجرای حرکت می‌باشد. نتایج نشان دادند در حالت ایستاده تغییرات به مراتب بیشتر از حالت نشسته است که این پدیده به دلیل انتقال حرکت از ستون فقرات به مفصل ران در وضعیت نشسته در درون دستگاه B200 است. لذا تجربیات بعدی بدون محدودیت ناشی از دستگاه می‌بایست انجام گیرد تا به نقش کمر بند در وضعیت نشسته بپردازد. هر چند که در حالت نشسته نیز کلیه تغییرات معنی‌دار و قابل بحث است. در مجموع می‌توان اشاره نمود کمربندهای لومبوساکرال محافظت کننده مناسبی برای کاهش فشار بر روی ستون مهره‌ای، بالابرنده کارایی حرکت با فعالیت عضلانی کمتر و مهارکننده اثر حداکثر گشتاور و سرعت حرکتی در حین انجام یک فعالیت عادی است چرا که با انتقال محل بروز حداکثر گشتاور و سرعت به لحظه شروع حرکت (ابتدای دامنه خارجی) سبب جلوگیری از فشارهای لحظه‌ای می‌شود با فرض اینکه در ابتدای دامنه حرکتی مفاصل مهره‌ای از ثبات بیشتری برخوردار هستند و معمولا آسیب‌های مفصلی در بعد از شروع حرکت و در زوایای میانی حین حرکت اتفاق می‌افتند.

سپاسگزاری: این مقاله نتیجه طرح تحقیقاتی مصوب دانشگاه علوم پزشکی تهران (شماره قرارداد ۲٦٤۲ –۱۳۸٤/۱۲/۸) می‌باشد، مراتب قدردانی خویش را از حمایت‌های به عمل آمده اعلام می‌داریم.

References

1. Nelson JM, Walmsley RP, Stevenson JM. Relative lumbar and pelvic motion during loaded spinal flexion/extension. *Spine* 1995; 20: 199-204.
2. Floyd WF, Silver PH. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol* 1955; 129: 184-203.
3. Sihvonen T, Partanen J, Hanninen 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.
4. 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.
5. Shumway CA, Woollacott MH. Motor Control: Theory and Practical Applications. 2nd ed. London: Lippincott: Williams & Wilkins: 2001.
6. Lee YH, Chen CY. Belt effects on lumbar sagittal angles. *Clin Biomech* 2000; 15: 79-82.
7. Smith DL, Dainoff MJ, Mark LS, Oates SP, Davis NC. Effect of a back belt on reaching postures. *J Manipulative Physiol Ther* 2004; 27: 186-96.
8. Warren LP, Appling S, Oladehin A, Griffin J. Effect of soft lumbar support belt on abdominal oblique muscle activity in nonimpaired adults during squat lifting. *J Orthop Sports Phys Ther* 2001; 31: 316-23.
9. Toda Y. Impact of waist/hip ratio on the therapeutic efficacy of lumbosacral corsets for chronic muscular low back pain. *J Orthop Sci* 2002; 7: 644-9.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-04]

Tehran University Medical Journal; Vol. 64, No. 4, July 2007: 38-43

Motor control changes in sagittal motion of lumbar spine following use of lumbosacral belt

Talebian S*
Olyaei GR.
Hadian MR.
Bagheri H.
Mehrdad S.

1- School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences.

*Corresponding author: Faculty of rehabilitation Enghelab St. Tehran.
Tel: +98-21-77533939
email:talebian@sina.tums.ac.ir

Abstract

***Background*:** The changes in motor control after the use of a supportive belt can contribute to the understanding of its effects on performance. The aim of this study is to quantify motion pattern values relative to the spinal column during the use of a lumbosacral belt.

***Methods*:** For fifty healthy female volunteers, the range of motion, maximum isometric torque and changes of phase angle of maximum torque and velocity in two positions, standing and sitting, in two directions, flexion and extension, following the use of a lumbosacral belt were measured using an isoinertial dynamometer (Isostation B200) and compared.

***Results*:** Range of motion in both directions in both positions was reduced significantly ($P<0.05$). Significant reduction of maximum isometric torque was observed in flexion while sitting and in extension while standing and sitting ($P<0.05$). Phase angle of maximum torque and velocity also changed significantly in both directions and both positions ($P<0.05$).

***Conclusion*:** The lumbosacral belt can act in different ways to prevent injury. It reduces the forces applied to lumbar vertebra and, by changing the maximum torque and velocity phase angles at the onset of range of motion, provides greater stability for joints. Furthermore, the belt can reduce stress imposed on the posterior joints of the spine and limits several momentary forces at the onset of joint movement. Under these conditions, joint injuries can be reduced and prevent some of the mechanical stress that causes lumbar joint disease.

Keywords: Lumbosacral belt, motor control, spinal column, isostation B200, phase angle.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-12-04]