بررسی پارامترهای زمانی کنترل حرکت در عضلات تنه به ازای حمل بار در افراد ورزشکار و غیرورزشکار

پریسا کاظمی[۱]، دکتر سعید طالبیان[۲]، دکتر غلامرضا علیایی[۳]، دکتر سید جواد موسوی[۴]

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲-دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳-استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۴-استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: آسیبهای ستون فقرات خصوصا در حین باربرداری در محیط های شغلی , یکی از شایع ترین بیماریهای عصبی-عضلانی در عموم جمعیت جهان است. حرکات نامتقارن , خم شدن و چرخش مداوم , حمل اجسام و انجام فعالیتهای قدرتی موجب آسیب به ستون فقرات می شوند. ورزش به عنوان یک فعالیت همه جانبه , شاید بتواند باعث اعمال نیروی کمتر به ستون فقرات و کاهش آسیب گردد. لذا هدف از این مطالعه بررسی تغییرات کنترل حرکتی به ازای حمل بار در طی حرکت دینامیک و سه بعدی تنه و تحت اثر قرینگی یا غیرقرینگی رفتار در ستون فقرات بین افراد ورزشکار و غیرورزشکار است.

روش بررسی: برای انجام این پژوهش , ۱۷ خانم جوان غیرورزشکار و۱۷ خانم جوان ورزشکار انتخاب شدند. پارامترهای زمانی کنترل حرکت (زمان پیش حرکت و زمان حرکت) در فاز برداشتن بارهای ۵ , ۷ , ۹ و ۱۲ کیلوگرم در دو حالت قرینه و غیرقرینه از عضلات اکستانسوری و فلکسوری تنه محاسبه گردید.

یافته‌ها: در هر دو گروه ورزشکار و غیرورزشکار , با افزایش لود عضلات زودتر وارد عمل شدند ($P<0/05$). علیرغم اینکه غیرقرینگی, یک روند کاهشی را در زمان شروع حرکت عضلات در لود ۷ کیلوگرم و یک روند افزایشی را در زمان شروع حرکت عضلات در لود ۱۲ کیلوگرم نشان داد , اما این تغییرات معنادار نبود. زمان پیش حرکت عضلات مورد بررسی در مرحله بلند کردن بار در گروه ورزشکاران کمتر از افراد غیرورزشکار بود ($P<0/01$).

نتیجه‌گیری: با افزایش لود , براساس مکانیسم کنترل حلقه باز (Feed forward control) و آگاهی افراد از میزان وزنه ها عضلات آمادگی بیشتری برای شروع حرکت دارند لذا سریعتر وارد عمل می شوند. به نظر می رسد در سیستم نوروموتور ورزشکاران به دلیل تجربه ورزشی , پاسخ حرکتی از قبل برنامه ریزی شده (Preprogrammed) و اتوماتیک است , لذا آمادگی بیشتری برای شروع حرکت دارند.

کلید واژه ها: زمان حرکت، کنترل حرکتی، حمل بار، ستون فقرات، ورزش

(وصول مقاله:۱۳۸۹/۱۰/۱۱ پذیرش مقاله:۱۳۸۹/۱۲/۲۵)

نویسنده مسئول: تهران- خیابان انقلاب- پیچ شمیران- دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

Email: talebian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

آسیبهای ستون فقرات خصوصا در ناحیه لومبار یکی از شایعترین بیماریهای عصبی-عضلانی در عموم جمعیت جهان و از شایعترین آسیبها در محیط کار، به دلیل جابجایی دستی بار است (۱). امروزه علیرغم مکانیزه شدن محیط های کاری ,حمل دستی اجسام یک جزء ضروری و لاینفک در محیط‌های شغلی به شمار می‌رود. با توجه به پیشرفت صنعت الکترونیک، نیاز به حمل بار مکرر (اغلب با لود کم) و با سرعت بیشتر افزایش یافته است. بنابراین حمل بار به صورت دینامیک اهمیت بیشتری پیدا کرده است(۲).

در محیطهای شغلی ,انجام باربرداری و فعالیتهای شغلی در اکثر موارد در وضعیتهای غیرقرینه و ترکیبی تنه اتفاق می‌افتد. مطالعات بیومکانیکی نشان داده‌اند که قدرت و توانایی حداکثر تنه و نیز حداکثر وزنه قابل قبول به صورت محسوسی در حین باربرداریهای غیرقرینه کاهش میابد (۳). در واقع خطر ابتلا به کمردردهای شغلی در فعالیتهایی که حمل بار همراه با چرخش باشد، افزایش می‌یابد. شیخ زاده و همکاران به تازگی بیان کردند که توانایی و کنترل پذیری عضلات تنه به صورت چشمگیری در حین فعالیتهای در سطوح بالا و ترکیبی(دو محوری) نسبت به فعالیت صفحه‌ای(تک محوری)، کاهش می‌یابد (۴). همچنین نتایج تحقیقات موسوی و همکاران نشان داد که توانایی و ظرفیت تولید گشتاور تنه بطور محسوسی در انجام فعالیتهای ترکیبی، کاهش می‌یابد(۵). طالبیان نیز بیان کرد که افزایش تغییرپذیری (variability) فعالیت عصبی -عضلانی در حین فعالیت غیر قرینه ممکن است باعث اختلال در کنترل پذیری تنه و افزایش خطر آسیب به کمر گردد(۶). لذا به نظر میرسد غیرقرینگی فعالیت، تاثیر بسزایی بر کنترل پذیری و اعمال نیروی وارده بر ستون فقرات داشته باشد.

حمل نامتقارن اجسام باعث کاهش قدرت تنه و حداکثر وزنه‌ی قابل قبول به هنگام بلند کردن جسم می شود. زمانی که اجسام به صورت نامتقارن بلند می‌شوند، وظیفه‌ی

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

مقابله با لودهای خارجی، از عضله‌ی ارکتوراسپاین بزرگتر به عضلات ابلیک کوچکتر با توانایی کمتر انتقال می‌یابد. با افزایش نامتقارنی، هم انقباضی در عضلات تنه افزایش یافته در نتیجه نیروهای فشاری و برشی بیشتری به ستون فقرات وارد می‌شود. بنابراین به هنگام حمل نامتقارن اجسام، ظرفیت باربرداری (lifting) کاهش و نیروهای وارد بر ستون فقرات افزایش می‌یابد (۷).

بر اساس مطالعات فراوان، سطح فعالیت فیزیکی در جوامع غربی به سرعت در حال کاهش است(۸). انجمن قلب در آمریکا در سال ۱۹۹۸ طی گزارشی بیان کرد که نزدیک به ۲۵۰۰۰۰ مرگ در سال ناشی از کاهش ورزش است(۹). شیوع بسیار بالای عدم فعالیت فیزیکی در جوامع گوناگون، تاکید بر اهمیت موضوع به عنوان به مخاطره انداختن سلامت عمومی دارد.

با توجه به شیوع کمردرد، بررسی راههایی برای پیشگیری از آن ضروری به نظر می‌رسد، امروزه یکی از مکانیسمهای مهم درگیر در ایجاد کمردرد، کاهش هماهنگی و کنترل حرکتی تنه ذکر شده است. در فعالیتهای چرخشی و ترکیبی تعداد زیادی از عضلات تنه به طور همزمان وارد عمل می‌شوند که این وضعیت ممکن است موجب آسیب عملکرد سیستم کنترل عصبی بویژه در فعالیتهای شدید شود(۵). خصوصا در دهه دوم زندگی با توجه به افزایش فعالیت شغلی افراد، ماشینی شدن زندگی و به دنبال آن بی حرکتی، شاید بتوان با انجام فعالیت فیزیکی و ورزش منظم با درگیر کردن سیستم های مختلف بدن باعث پیشرفت در شاخص های کنترل حرکتی شد و متعاقبا بتوان از آسیبهای ستون فقرات خصوصا در حین باربرداری در محیطهای شغلی پیشگیری کرد.

بر این اساس در این مطالعه برآنیم که پارامترهای زمانی کنترل حرکت (زمان پیش حرکت و زمان حرکت) را به منظورارزیابی کنترل حرکتی و عملکرد عصبی – عضلانی تنه در حین باربرداریهای قرینه و غیر قرینه در دو گروه افراد ورزشکار و غیر ورزشکار بررسی کنیم.

روش بررسی

تعداد ۱۷ خانم غیرورزشکار و۱۷ خانم ورزشکار در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال به طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. ورزشکاران سابقه انجام ورزش (حرکات نرمشی , هوازی و بدنسازی به صورت ملایم) را به صورت حرفه ای در یکسال گذشته داشتند.

ابتدا بر اساس فرمول اصلاح شده (National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH: , پارامترهای تعیین کننده میزان وزنه بکارگرفته شده در تحقیق مشخص گردید. با توجه به پیشنهادات در بخش بیومکانیک کار، میزان قرارگیری مرکز سطح اتکا با وزنه مورد نظر ۲۵ سانتیمتر، فاصله قرارگیری دسته سبد تا سطح زمین ۱۰ سانتیمتر، میزان جابجایی وزنه از سطح زمین تا سطح هدف ۸۰ سانتیمتر و درجه coupling دستگیره بین ۱-۹/. ، با فرکانس یک بار در دو شرایط قرینه و غیر قرینه (چرخش تنه) به میزان ۷۵ درجه، مقادیر وزنه ها ۵ , ۷ , ۹ و۱۲ کیلوگرم محاسبه گردید.

به منظور ثبت فعالیت عضلات تنه از دستگاه الکترومیوگرافی ۸ کاناله Biometrics، مدل Datalink استفاده گردید. پس از آماده سازی مناسب پوست، الکترودهای سطحی بر روی عضلات ارکتوراسپاین راست و چپ (در سطح L3 و در فاصله ۳ سانتیمتری از خط میانی) (۴, ۱۰, ۱۱, ۱۲)، عضلات مولتی فیدوس راست وچپ (هم راستا با خطی که PSIS را به فضای بین مهره ای L1 و L2 وصل میکند در سطح زائده خاری مهره پنجم کمری و به فاصله ۳-۲ سانتیمتری از خط وسط کمر)، عضله مایل خارجی چپ (درست زیر قفسه سینه در سمت چپ و در طول خطی که پایینترین نقطه حاشیه کوستال را به تکمه پوبیک سمت راست وصل می‌کند)(۱۳)، عضله مایل داخلی راست (یک سانتیمتر داخل زائده ASIS راست,درست زیر خط وصل کننده دو زائده ASIS)(۱۳) و عضله رکتوس شکمی راست (یک سانتیمتر بالای ناف و دو سانتیمتر خارج خط وسط)(۱۳) قرار گرفتند.

با استفاده از یک الکتروگونیامتر، لحظه شروع حرکت، تغییر جهت و پایان حرکت تنه ثبت می شد. برای صدور فرمان حرکت از زنگ استفاده شد که گونیامتر و زنگ به دستگاه الکترومیوگرافی متصل بودند. پس از نصب الکترودها و مطمئن بودن از ثبت مناسب، فرد مقابل میز هدف در حالت ایستاده راحت به فاصله ۵۰ سانتیمتری از کناره میز و نسبت ۲.۵ از حاصل فاصله بین دو ASIS و مالئول های داخلی قرار گرفته و سبد حامل بار به نحوی بین سطح اتکا فرد و میز هدف قرار گرفت که مرکز آن ۲۵ سانتیمتر با میانه خط بین دو مالئول فاصله داشته باشد (شکل ۱). در سبد حامل بار وزنه های محاسبه شده از کم به زیاد قرار گرفتندو فرد با شنیدن صدای زنگ، هر بار یک وزنه را در وضعیت فلکشن کامل تنه و ران با صاف بودن زانوان از سطح زمین بلند کرده و بر روی سطح میز هدف قرار داد به

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

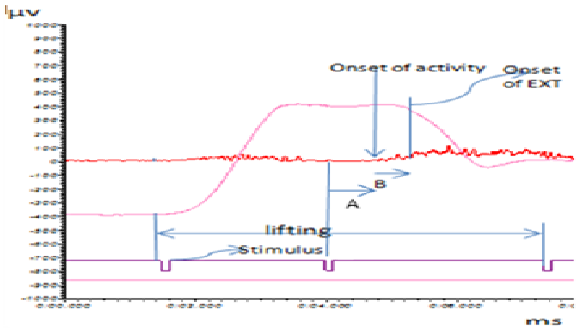
نحوی که سبد بر روی میز در محلی که قبلا توسط مارکر مشخص شده بود قرار گیرد.

فرد پس از انجام مراحل فوق کنار میز بر روی صندلی به مدت سه دقیقه استراحت کرده و سپس در مراتب بعدی بلند کردن وزنه‌ها قرار گرفت.در ابتدا الگوی قرینه را انجام داد و در مرتبه بعدی با چرخش و قرارگیری امتداد خط عمود بر میانه خط بین دو مالئول داخلی به میزان ۷۵ درجه چرخش به راست، مراتب غیر قرینه شبیه به حالت اول به نحوی انجام شد که پس از خم شدن فرد و دریافت سبد حامل وزنه، آن را نسبت به قرارگیری در صفحه ساجیتال بر روی میز هدف شبیه به حالت قرینه قرار دهد (شکل۲). شرایط تغییر وزنه‌ها و استراحت بین حمل هر وزنه شبیه به حالت قرینه بود.

برای محاسبه و پردازش پارامترهای زمانی کنترل حرکت از نرم افزار Datalink استفاده گردید. با استفاده از پنجره زمانی ۵۰ میلی ثانیه‌ای سیگنال‌های مربوط به فعالیت عضلات، هموار (smooth) شدند. محدوده زمانی بین لحظه صدور فرمان آغاز حرکت (توسط فیدبک شنوایی) و لحظه شروع سیگنال در هر عضله (برحسب میلی ثانیه)، به عنوان زمان پیش حرکت و محدوده زمانی بین شروع فعالیت کانسنتریک عضله و لحظه شروع دامنه حرکتی (ROM) به عنوان زمان حرکت در نظر گرفته شد (شکل ۳). پس از ثبت اطلاعات بدست آمده در نرم افزار SPSS، با استفاده از آزمون t زوج، پارامترهای زمانی کنترل حرکت در ازای لودهای متفاوت و در حالت قرینه وغیرقرینه در افراد ورزشکار و غیرورزشکار مقایسه گردید.

شکل ۱-وضعیت شروع در حالت قرینه

شکل ۲- وضعیت شروع در حالت غیرقرینه



شکل ۳- نمایی از سیگنال الکترومیوگرافی در عضله ارکتوراسپاین راست جهت اندازه گیری زمان پیش حرکت (premotor time) =A وزمان حرکت (motor time)=B

یافته‌ها

نتایج نشان داد که در هر دو گروه ورزشکار و غیر ورزشکار، با افزایش لود عضلات زودتر وارد عمل شدند ($P<0/05$). علیرغم اینکه غیرقرینگی، یک روند کاهشی را در زمان شروع حرکت عضلات در لود ۷ کیلوگرم و یک روند افزایشی را در زمان شروع حرکت عضلات در لود ۱۲ کیلوگرم نشان داد، اما این تغییرات معنادار نبود. زمان پیش حرکت عضلات مورد بررسی در مرحله بلند کردن بار در گروه ورزشکاران کمتر از افراد غیرورزشکار بود ($P<0/01$).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

جدول ۱-مقایسه زمان حرکت در عضلات تنه بر حسب میلی ثانیه در فاز برداشتن بار های ۷ و ۱۲ کیلوگرم به صورت قرینه و غیرقرینه در افراد ورزشکار و غیرورزشکار (n=17 در هر گروه)

عضلات	افراد	انحراف	میانگین		سطح معناداری
			۷ کیلوگرم	۱۲ کیلوگرم	مقایسه دو به دوی لود ۷ و ۱۲ کیلوگرم
ارکتوراسپاین راست	ورزشکار	قرینه	۱۲۳	۱۹۰	۰/۰۰۹
		غیرقرینه	۱۰۵	۱۹۴	۰/۰۰۳
	غیرورزشکار	قرینه	۲۶۰	۳۸۱	۰/۰۰۱
		غیرقرینه	۲۵۸	۴۳۶	۰/۰۰۲
ارکتوراسپاین چپ	ورزشکار	قرینه	۱۱۵	۱۸۱	۰/۰۰۳
		غیرقرینه	۱۱۹	۱۸۵	۰/۰۰۲
	غیرورزشکار	قرینه	۲۶۴	۳۷۷	۰/۰۰۱
		غیرقرینه	۲۳۶	۴۰۱	۰/۰۰۵
مولتی فیدوس راست	ورزشکار	قرینه	۱۱۶	۱۷۱	۰/۰۲۷
		غیرقرینه	۱۰۰	۱۹۷	۰/۰۰۱
	غیرورزشکار	قرینه	۲۱۵	۳۵۲	۰/۰۰۳
		غیرقرینه	۲۳۸	۳۸۸	۰/۰۰۱
مولتی فیدوس چپ	ورزشکار	قرینه	۱۱۵	۱۷۳	۰/۰۰۱
		غیرقرینه	۸۸	۱۶۲	۰/۰۰۴
	غیرورزشکار	قرینه	۲۵۰	۳۵۴	۰/۰۰۱
		غیرقرینه	۱۸۹	۳۲۰	۰/۰۰۱
مایل خارجی چپ	ورزشکار	قرینه	۱۲۷	۱۹۴	۰/۰۱۷
		غیرقرینه	۱۱۴	۲۰۰	۰/۰۰۴
	غیرورزشکار	قرینه	۲۵۵	۳۲۳	۰/۰۲۲
		غیرقرینه	۲۴۱	۳۸۸	۰/۰۰۴
مایل داخلی راست	ورزشکار	قرینه	۹۷	۱۷۰	۰/۰۰۵
		غیرقرینه	۱۱۱	۲۰۳	۰/۰۱۰
	غیرورزشکار	قرینه	۲۲۵	۳۴۱	۰/۰۰۲
		غیرقرینه	۲۳۱	۴۰۱	۰/۰۰۴
رکتوس شکمی راست	ورزشکار	قرینه	۱۲۱	۱۷۵	۰/۰۱۹
		غیرقرینه	۱۰۳	۱۸۴	۰/۰۲۸
	غیرورزشکار	قرینه	۲۴۶	۳۰۹	۰/۰۳۶
		غیرقرینه	۲۲۰	۳۶۵	۰/۰۰۴

بحث

پژوهش حاضر، جزء اولین مطالعاتی است که تغییرات کنترل حرکتی و عملکرد عصبی _ عضلانی تنه را به ازای حمل بار در طی حرکت دینامیک و سه بعدی تنه و تحت اثر قرینگی یا غیرقرینگی رفتار در ستون فقرات بین افراد ورزشکار و غیرورزشکارمورد بررسی قرار می‌دهد. نتایج نشان داد که با افزایش لود، در فاز بلند کردن بار (lifting) عضلات سریعتر وارد

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

عمل می‌شوند. این زودتر وارد عمـل شـدن عضـلات، مـی‌توانـد ناشی از مکانیسم‌های کنترل باشد. همانطور کـه مشـخص شـده است این سیستم دارای دو مکانیسم متفاوت است:

۱- Feed back control ۲- Feed forward control

در کنترل Feed forward (کنترل حلقه باز)، حرکت خیلی سریعتر از فیدبک حسی رخ می‌دهد. در واقع پاسخ حرکتی از قبل برنامه-ریزی شده (pre programmed) و اتوماتیک است. در این حالت عضلات دارای فعالیت Anticipatory هستند یعنی برای شروع حرکت آمادگی دارند(۱۴).

به نظر می‌رسد آگاهی فرد از بلند کردن وزنه‌ی سنگین تر باعث شده که کنترل Feed forward در سطح programming اتفاق افتد و عضلات با آمادگی بیشتر و سریعتر وارد عمل شوند. حال این سوال مطرح است که اگر بر روی وزنه‌ها پوششی قرار می-دادیم و فرد از مقادیر وزنه‌ها آگاهی نداشت چه اتفاقی در زمان وارد عمل شدن عضلات می‌افتاد؟

به تازگی، صادقی و همکاران (۱۵) در مطالعه‌ای که به بررسی تاثیر میزان مقاومت بر استراتژیهای کنترل حرکت در حین انجام حرکت نامتقارن تنه پرداختند، بیان کردند که با افزایش مقاومت، زمان عکس‌العمل میل به افزایش داشت.

تفاوت معنادار در ترتیب و توالی زمانی وارد عمل شدن عضلات، خصوصا در لود ۱۲ کیلوگرم دیده شد، شاید افزایش تقاضا (Demande) وارده بر عضلات در سطح کنترل به ازای بیشترین لود ممکن در پژوهش حاضر یعنی لود ۱۲ کیلوگرم، باعث اغتشاشات بیشتری در سطح Programming و در نتیجه تاثیر بیشتری بر توالی زمانبندی عضلانی شده باشد.

زمان پیش حرکت، شامل زمان مورد نیاز برای پردازش-های ادراکی (perceptual)، یعنی دریافت تحریک و انتخاب برنامه مناسب برای پاسخ به آن می‌باشد. زمان حرکت بیشتر پدیده‌ای محیطی است که شامل مکانیسم‌های لازم در عضله برای اعمال یک پاسخ ارادی می‌باشد. بنابراین تعیین اینکه کدامیک از زمان‌ها دچار تاخیر شده‌اند، در تشخیص محل پاتولوژی (مرکزی یا محیطی) کمک می‌کند(Gunedi و همکاران ۲۰۰۵)(۱۶).

در مطالعه حاضر، زمان پیش حرکت عضلات مذکور در مرحله بلند کردن بار، در گروه ورزشکاران کمتر از غیرورزشکاران بود در حقیقت به نظر می‌رسد در سیستم نوروموتور ورزشکاران به دلیل تجربه ورزشی، پاسخ حرکتی از قبل برنامه‌ریزی شده (Preprogrammed) و اتوماتیک است. در واقع عضلات دارای فعالیت Anticipatory هستند و آمادگی بیشتری برای بلند کردن بار دارند.

قدردانی

این مقاله حاصل (بخشی از) پایان‌نامه تحت عنوان بررسی تأثیر حمل بار بر شاخص‌های کنترل حرکت درعضلات تنه در افراد ورزشکار و غیرورزشکار در مقطع کارشناسی ارشد فیزیوتراپی در سال ۸۹-۱۳۸۸و کد ۱۲۸ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام پذیرفته است. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از مسئولین دانشگاه اعلام می‌دارند.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]

REFRENCES

1-Davis KG, Marras WS. Assessment of the relationship between box weight and trunk kinematics: Does a reduction in box weight necessarily correspond to a decrease in spinal loading? Human factors, 2000; 42(2):95-208.

2- Maul I, Laubli T, Oliveri M, Krueger H. Long-term effects of supervised physical training in secondary prevention of low back pain. Eur Spine J(2005);14:599-611.

3-Garg A, Badger D. Maximum acceptable weights and maximum voluntary isometric strengths for asymmetric lifting. Ergonomics,1986; 29:879-92.

4-Sheikhzadeh A, Parnianpour M, Nordin M. Capability and recruitment patterns of trunk during isometric uniaxial and biaxial upright exertion. Clin Biomech (Bristol, Avon),2008;23:527-35.

5-Mousavi SJ, Olyaei GH, Talebian S, et al. The effect of angle and level of exertion on trunk neuromuscular performance during multidirectional isometric activities. Spine,2009; 34:E170-7.

6-Talebian S, Mousavi SJ, Olyaei GR, et al. The effect of exertion level on activation patterns and variability of trunk muscles during multidirectional isometric activities in upright posture. Spine,2010;35:E443-451.

7-Marras WS, Davis KS. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. Ergonomics,1998;41:817-834.

8- Ekelund U.Assessment of physical activity and energy expenditure in adolescents. Dr.Philos Thesis,Karolinska Univercity Press,Stockholm,2002;pp.1-46.

9-American Heart Association. Statistical Supplement[On-line].Available: http://www.amhrt.org/scientific/ HSstats9808 rskfct. html,(1998).

10- Pope MHp, Andersson GBp, Broman H et al. Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. J Orthop Res,1986;4(3):288-97.

11- Tan J, Parnianpour M, Nordin M, et al. Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed position in standing. Spine,1993;18:2480-90.

12- Schultz A. Loads on the lumbar spine. In Jayson M. The lumbar spine and back Pain: Churchill Livingston;3rd ed. USA 1987.

13- Ng JKp, Parnianpour Mp, Richardson CA et al. Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. J Orthop Res,2001;19(3):463-71.

14-Carrie M.Hall ,Lori TB. Therapeutic Exercise: Moving Toward function. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins;2005,151.

15- Sadeghi M, Shadmehr A, Bagheri H, Talebian S, Olyaei GR, Jalaie SH. Movement pattern & motor output during resisted trunk three dimensional motions. Journal of Modern Rehabilitation, 2009; 3(1,2):5.

16-Gunedi Z, Taskiran O,Beyazova M. What is the optimal repetition number in electromyographic reaction time studies ?Clinical Biomechanics, 2005;20:754-758.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2026-06-26]