تغییرات استراتژی کنترل حرکت در فعالیتهای ترکیبی ستون فقرات کمری

دکتر سعید طالبیان[۱]، دکتر آزاده شادمهر[۲]

۱- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: بکارگیری عضلات در حرکات پیچیده در سه محور از رفتارهای عملی و متداول افراد می باشد. زمانبندی و پاسخ فرد بدنبال دستور حرکت نیاز به پردازش اطلاعات در سطوح بالای کنترل حرکت دارد. شناخت این الگوی رفتاری از جایگاه ویژه‌ایی بر خوردار است. هدف از این پژوهش تعیین میزان زمان عکس العمل، زمان برنامه ریزی حرکتی و زمان شروع حرکت در افراد سالم با و بدون نیروی خارجی بود.

روش بررسی: تعداد ۲۰ فرد سالم در این پژوهش شرکت کردند. در این تحقیق از دستگاه دینامومتر ایزواینرشیال استفاده شد . سه حرکت ترکیبی در سه صفحات ساژیتال، فرونتال و ترنسورس از وضعیت فلکشن، روتیشن و لترال فلکشن کامل به راست به وضعیت اکستنشن، روتیشن و لترال فلکشن به سمت مقابل بدون مقاومت و با مقاومت (۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر فعالیت ارادی) بدنبال دستور حرکت انجام شد. زمان عکس العمل حرکتی ، زمان برنامه ریزی حرکتی، زمان شروع حرکت، زمان وقوع و دامنه حرکتی بروز حداکثر گشتاور مورد مطالعه قرار گرفتند.

یافته‌ها: به دنبال حرکات ترکیبی زمان عکس العمل و برنامه ریزی حرکتی با افزایش بار بیشتر شده و در این راستا حرکت لترال فلکشن نسبت به اکستنشن بیشترین تغییرات را دارد($p<0.001$). همچنین با افزایش نیرو زمان و درجه وقوع حداکثر گشتاور بویژه در حرکت اکستنشن تغییر کرده و افزایش می‌یابد($p<0.001$).

نتیجه گیری: زمان عکس‌العمل و برنامه ریزی حرکتی در این سه محور تحت تاثیر حرکت اکستنشن است و حرکت لترال فلکشن بعد از آن بیشترین سهم را دارد. جزء روتیشن کمتر تاثیر گرفته و انجام حرکت بیشتر در صفحات ساژیتال و فرونتال اتفاق می‌افتد. همچنین افزایش نیرو سبب افزایش حداکثر گشتاور و جابجایی این گشتاور به سمت دامنه‌های میانی حرکتی و تاخیر آن می‌گردد.

کلیدواژه‌ها: کنترل حرکت، حرکت ترکیبی، زمان عکس‌العمل، ستون فقرات، حرکت دینامیک

(وصول مقاله:۱۳۸۸/۷/۲۶ پذیرش مقاله:۱۳۸۸/۹/۲۰)

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

e-mail: talebian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

تغییرات در رفتار حرکتی و وضعیت ایستادن یا نشستن در بیماران با علت کمر درد در بسیاری از آزمایشات کلینیکی وجود دارد و بعنوان یکی از موارد تشخیص شناخته می شود . بحثی که امروزه در درمانهای فیزیوتراپی مطرح است نظیر درد و سندرم میوفاشیال که عمدتا به بدی پوسچر و وضعیت بیماران در دراز مدت می پردازد خود می تواند یک ساختار پیچیده در سطح کنترل حرکت داشته باشد (۱).

متخصصین توانبخشی زمان قابل توجهی را برای باز آموزی حرکتی بیمارانی که دچار مشکلات کنترل حرکتی هستند سپری می کنند. مداخله های این افراد اغلب بر اساس تغییرات حرکتی و ظرفیت انجام حرکت استوار است . تغییرات فعالیت عضلات تنه در مراتب مختلف با روشهای متنوع نظیر الکترومیوگرافی یا دینامومتری اندازه گیری شده و مورد ارزیابی قرار می‌گیرد (۴،۳،۲) .

حرکت در اندام فوقانی در جهات فلکشن/ اکستنشن و ابداکشن/ اداکشن و ثبت همزمان الکترومیوگرافی از عضلات مایل داخلی، خارجی ، عرضی و مستقیم شکمی به همراه عضلات مولتی فیدوس مشخص کرد که در بیماران کمر دردی عضله عرضی شکمی دچار تاخیر در شروع حرکت نسبت به گروه نرمال می شوند لذا در این بیماران کنترل حرکت دچار اختلال می شود و نهایتا ثبات عضلانی کمر کافی نمی باشد (۵) .

درسال ۱۹۹۷ Hodges و Richardson مطرح کردند که جهت حرکت در اندامهای فوقانی تاثیر چندانی بر انقباض رو بجلو عضله عرضی شکم در کنترل حرکت ندارد. روش ارزیابی

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

آنان بر اساس اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات مختلف شکمی و کمری در حین و شروع حرکت بر روی ۱۵ فرد سالم بود (۶) . آزمایشات مشابه بر روی بیماران مبتلا به کمر درد نشان داد که این افراد دچار تغییرات در کنترل پوسچر خویش هستند (۱۰،۹،۸ ، ۷) . با توسعه این روش ها شناخت جدیدی در بکارگیری از آن در تشخیصهای کلینیکی و یا ازریابیهای رفتاری بوجود خواهد آمد . استفاده از توزیع زمانی حرکت یا کینماتیک و مقادیر قدرت و گشتاور حرکت یا کینتیک در محدوده ارزیابی کنترل حرکت نیاز به تجهیزات سنجش حرکت بطور دقیق و معتبر دارد . استفاده از وسایل آنالیز حرکت یا Motion Analyzer بسیار مناسب است چرا که هم دارای توانایی اندازه گیری ویژگیهای فوق است و همچنین قابلیت تکرارپذیری بالایی نسبت به ثبت الکترومیوگرافی دارد. در محیطهای کاری چرخش تنه در وضعیت معمول به ندرت صورت میگیرد و در اکثر موارد به شکل ترکیبی دیده می شود(۱۱). بنابراین بررسی توانائیهای تنه در اعمال گشتاور چرخشی و ترکیبی در این شرایط اهمیت بسیار بیشتری در شناخت مکانیسمهائی دارد. با توجه به اینکه عضلات تنه نقش عمده در ایجاد و توسعه گشتاورهای چرخشی و مقابله با بارهای تورشنال و غیرقرینه دارند؛ بررسی عملکرد و به کارگیری این عضلات در حین فعالیت های مختلف چرخشی و ترکیبی و پاسخ آنها به بارگذاری در جهات متفاوت میتواند در پی بردن به ارتباط این فاکتورها نقش اساسی داشته باشد. در حرکات ترکیبی همزمان با تغییر کینماتیک ستون فقرات، افزایش هم انقباضی عضلات آنتاگونیست و افزایش بارگذاری ستون فقرات دیده می شود (۱۲) که سبب تجدید سازمان در سطح کورتکس Somatosensory مغز می گردد (۱۳). تاکنون مطالعات بسیار اندکی در مورد تغییر الگوی به کارگیری عضلات تنه در فعالیت های پیچشی تنه صورت گرفته است. در فعالیتها و باربرداریهائی که در صفحه ساژیتال انجام میشوند اکثر عضلات دو طرف ستون فقرات و عضلات شکمی به صورت قرینه وارد عمل می شوند اما در حین انجام فعالیتهای چرخشی، غیرقرینه و ترکیبی تعداد زیادی از عضلات تنه به صورت غیرقرینه و با هم انقباضی آنتاگونیستیک بالائی وارد عمل میشوند که این غیرقرینگی در هنگام وجود درد به مراتب افزایش پیدا میکند(۱۴،۱۵،۱۶،۱۷) .

روش بررسی

تعداد ۲۰ فرد سالم (۱۰ زن و ۱۰ مرد) در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال پس از تکمیل پرسشنامه، توجیه و آموزش اولیه در این پژوهش شرکت کردند. مدت آزمون حدود ۴۵ تا ۶۰ دقیقه بود و در دو جلسه انجام شد. آزمون شامل پنج مرحله و شامل موارد زیر بود :

مرحله اول : شامل پر کردن بخش اول پرسشنامه حاوی اطلاعات فردی و سئوالاتی در مورد وضعیت تندرستی آنها آشنایی با آزمایش و دستگاه و شرایط و نحوه آزمون و تمرین گرم کردن افراد بود.

مرحله دوم: در این تحقیق از دستگاه داینامومتر ایزواینرشیال استفاده شد .

پس از تنظیم اولیه و کالیبریشن دستگاه از افراد خواسته می شد در حالت ایستاده درون دستگاه قرار بگیرند و پس از نصب اتصالات و کمربندهای ثبات دهنده، آموزش اولیه برای آشنایی با حرکات مورد نظر به آنها داده می شد. سپس در مراتب آزمایش شامل موارد زیر شرکت می کردند :

۱) سه حرکت ترکیبی در سه صفحه ساژیتال، فرونتال و ترنسورس از وضعیت فلکشن، روتیشن و لترال فلکشن کامل به راست (وضعیت شروع در بلند کردن بار فرضی از روی زمین) به وضعیت اکستنشن، روتیشن و لترال فلکشن به سمت مقابل (وضعیت قرار دهی بار فرضی در بالا ، پشت و طرف مقابل) بدون هیچ گونه نیروی اضافی مقاومت کننده و یا تحریک شنوایی محیطی جهت آموزش اولیه.

۲) انجام حرکت ترکیبی بدون تحمل نیروی خارجی، شبیه به مرحله یادگیری در سه صفحه ساژیتال، فرونتال و ترنسورس، از وضعیت فلکشن، روتیشن و لترال فلکشن کامل به راست (وضعیت شروع در بلند کردن بار فرضی از روی زمین) به وضعیت اکستنشن، روتیشن و لترال فلکشن به سمت مقابل (وضعیت قرار دهی بار فرضی در بالا ، پشت و طرف مقابل) بلافاصله بدنبال شنیدن سیگنال خارجی.

۳) انجام سه حرکت ایزومتریک با مقاومت حداکثر در شرایط قفل بودن محورها برای تعیین ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر گشتاور تلاش افراد در ۶ جهت شامل : فلکشن – اکستنشن- روتیشن به راست- روتیشن به چپ- لترال فلکشن به راست – لترال فلکشن به چپ.

هرکدام از این حرکات را سه بار به مدت ۱۰ ثانیه و زمان استراحت بینایی ۲۰ ثانیه‌ایی انجام میدادند. سپس با در نظر گرفتن حدود ۱۰ درصد اختلاف بین سه تکرار مقدار حداکثر گشتاور ۶ ثانیه میانی از سه تکرار بعنوان حداکثر گشتاور تلاش فرد بر حسب نیوتن متر درنظر گرفته می‌شد تا بر اساس آن ۲۵ و

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

۵۰ درصد مقاومت تعیین گردد. با توجه به اینکه حرکات فلکشن/ اکستنشن و روتیشن راست/چپ و لترال فلکشن راست/ چپ در یک محور حرکتی مجزا هستند لذا میزان کمترین حداکثر برای هر محور انتخاب می‌شد. بعنوان مثال اگر حداکثر گشتاور اکستنشن از فلکشن کمتر بود میزان اکستنشن برای تعیین ۲۵ و ۵۰ درصد انتخاب می‌شد تا حرکت برای جهت اکستنشن دشوار نباشد.

۴) انجام حرکت ترکیبی با تحمل نیروی خارجی به میزان ۲۵ درصد حداکثر تلاش ارادی در سه محور مختلف، شبیه به مرحله یادگیری در سه صفحه ساژیتال، فرونتال و ترنسورس، از وضعیت فلکشن، روتیشن و لترال فلکشن کامل به راست (وضعیت شروع در بلند کردن بار فرضی از روی زمین) به وضعیت اکستنشن، روتیشن و لترال فلکشن به سمت مقابل (وضعیت قرار دهی بار فرضی در بالا ، پشت و طرف مقابل) بلافاصله بدنبال شنیدن سیگنال خارجی.

۵) انجام حرکت ترکیبی با تحمل نیروی خارجی به میزان ۵۰ درصد حداکثر تلاش ارادی در سه محور مختلف، شبیه به مرحله یادگیری در سه صفحه ساژیتال، فرونتال و ترنسورس، از وضعیت فلکشن، روتیشن و لترال فلکشن کامل به راست (وضعیت شروع در بلند کردن بار فرضی از روی زمین) به وضعیت اکستنشن، روتیشن و لترال فلکشن به سمت مقابل (وضعیت قرار دهی بار فرضی در بالا ، پشت و طرف مقابل) بلافاصله بدنبال شنیدن سیگنال خارجی.

براین اساس متغییرهای زمانی پاسخ حرکتی بدست آمد که شامل موارد زیر است:

الف- زمان عکس العمل یا Reaction Time (RT) : زمان بین تحریک شنوایی (سیگنال) تا زمان شروع حرکت

ب- زمان برنامه ریزی حرکتی یا Pre Motor Time (PMT) : زمان بین تحریک شنوایی (سیگنال) تا زمان شروع گشتاور حرکتی که قبل از شروع حرکت است (شکل ۲).

ج- زمان شروع حرکت یا Motor Time (MT) : زمان بین شروع پاسخ گشتاوری تا زمان شروع حرکت (شکل ۲).

زمانهای فوق با استفاده از دستگاه دایناومتر B200 ، پس از ذخیره اطلاعات و فراخوانی آن توسط مارکر تعیین می‌شد.

همچنین میزان و زمان بروز حداکثر گشتاور در سه محور حرکت ترکیبی و نهایتا درجه ایی که حداکثر گشتاور در آن دامنه حرکتی اتفاق افتاده است (فاز زاویه)، در حین انجام حرکت ترکیبی محاسبه شدند.

محدوده‌های ورود افراد به تحقیق

۱- عدم بیماریهای عصبی و عضلانی و اسکلتی در نواحی گردن، ستون فقرات پشتی- کمری و ناحیه لگن

۲- عدم سابقه کمر درد در طی یک سال گذشته

۳- عدم فعالیت ورزشی حرفه‌ای

محدوده‌های خروج افراد از تحقیق

۱- تکمیل نکردن مراتب آزمایش

۲- بروز خستگی در حین آزمایش

۳- عدم ثبت مناسب اطلاعات

نتایج

به منظور تجزیه و تحلیل داده های آماری پژوهش حاضر، پس از انتخاب نمونه تحقیق و اجرای کامل آزمایش های مربوطه داده های پژوهش در جدول اطلاعات کلی یا جدول مادر ثبت و تنظیم می‌شد، سپس کلیه اطلاعات با استفاده از کامپیوتر و از طریق نرم افزار آماری SPSS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند.

افراد شرکت کننده دراین تحقیق دارای متوسط سن ۵۷ / ۲۳سال ، قد ۷۳ / ۱ متر ، وزن ۵۰ / ۶۸ کیلوگرم و شاخص جرم بدن ۸۴ / ۲۲ بودند.

حداکثر گشتاور حرکتی بر حسب نیوتن در حالت ایزومتریک در سه محور حرکتی به منظور اعمال ۲۵ و ۵۰ درصد مقاومت؛ درجهت اکستنشن، روتیشن و لترال فلکشن بترتیب دارای میانگین و انحراف معیار (۱۵/۴۱) ۸۲/۷۶ ، (۲/۳۱) ۴۵/۲۹ و (۵/۷۹) ۶۴/۲۵ بودند.

مقایسه میانگین و انحراف معیار زمانهای تاخیری شامل زمان عکس العمل یا Reaction Time (RT) ، زمان برنامه ریزی حرکتی یا Pre Motor Time (PMT)، زمان شروع حرکت یا Motor Time (MT) بدون مقاومت، ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر فعالیت ارادی در جدول شماره ۱ گزارش شده است که نشان می‌دهد تفاوت معنی‌داری در اکثر متغییرها بین بدون مقاومت و ۲۵ یا ۵۰ درصد حداکثر گشتاور وجود دارد.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

جدول ۱- مقایسه میانگین (انحراف معیار) زمان های تاخیری بدنبال دستور حرکتی در سه محور حرکتی ترکیبی بدون نیروی خارجی با ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر تلاش ارادی (برحسب هزارم ثانیه)

		بدون مقاومت	۲۵ درصد	سطح معناداری	۵۰ درصد	سطح معناداری
عکس العمل (**RT**)	اکستنشن	۵۲۷/۹ (۱۴۵/۴۲)	۶۰۲/۵ (۱۰۸/۶۲)	۰,۰۱<	۸۹۸/۷ (۱۸۶/۲۵)	۰,۰۱<
	روتیشن	۵۱۳/۴ (۸۹/۱۷)	۶۸۳/۴ (۹۶/۲۲)	۰,۰۱<	۹۴۱/۵ (۱۴۵/۱۶)	۰,۰۱<
	لترال فلکشن	۶۰۲/۵ (۱۰۷/۴۰)	۶۵۰/۲ (۱۰۲/۸۴)	۰,۰۱<	۹۹۱/۷ (۱۸۰/۹۰)	۰,۰۱<
برنامه ریزی حرکتی (**PMT**)	اکستنشن	۳۱۹/۱ (۱۳۰/۲۹)	۴۰۸/۰ (۱۴۳/۶۷)	۰,۰۱<	۶۰۷/۴ (۱۴۵/۴۳)	۰,۰۱<
	روتیشن	۳۱۴/۱ (۹۴/۰۵)	۳۳۵/۴ (۸۶/۰۰)	۰,۴۱۶	۶۹۳/۴ (۱۴۱/۷۸)	۰,۰۱<
	لترال فلکشن	۲۱۲/۱ (۱۰۴/۵۰)	۲۸۵/۵ (۱۰۶/۷۳)	۰,۰۱<	۶۰۵/۶ (۱۳۵/۴۸)	۰,۰۱<
شروع حرکت (**MT**)	اکستنشن	۱۹۴/۵(۷۹/۸۱)	۲۰۸/۸(۸۳/۶۱)	۰,۱۲۰	۲۹۳/۸(۸۲/۹۷)	۰,۰۱<
	روتیشن	۱۷۸/۰ (۵۰/۲۸)	۳۶۹/۳ (۱۱۱/۷۵)	۰,۰۱<	۲۴۹/۲ (۸۲/۴۰)	۰,۰۱<
	لترال فلکشن	۳۹۰/۴ (۷۵/۹۵)	۳۶۴/۷ (۱۳۱/۰۳)	۰,۱۲۰	۳۸۶/۱ (۹۱/۷۳)	۰,۶۴۵

مقایسه حداکثر گشتاور، زمان وقوع و درجه بروز حداکثر گشتاور بعد از اعمال سیگنال در حین حرکت ترکیبی در سه محور حرکتی بین بدون نیرو با ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر گشتاور در جدول شماره ۲ آمده است. نتایج نشان می‌دهد تفاوت معنی‌داری در اکثر متغییرها بین بدون مقاومت و ۲۵ یا ۵۰ درصد حداکثر گشتاور وجود دارد.

جدول ۲- مقایسه میانگین (انحراف معیار) متغییرهای گشتاور بعد از دستور حرکتی در سه محور حرکتی ترکیبی بین بدون نیروی خارجی با ۲۵ و ۵۰ درصد حداکثر گشتاور در هریک از سه محور

		بدون مقاومت	۲۵ درصد	سطح معناداری	۵۰ درصد	سطح معناداری
میزان حداکثر گشتاور (نیوتن متر)	اکستنشن	۱۱/۲۲(۱/۲۴)	۲۰/۸۴(۲/۱۶)	<۰,۰۰	۱۰۳/۴۵(۱۹/۲۷)	<۰,۰۰
	روتیشن	۱۲/۳۴(۱/۷۲)	۱۶/۶۳(۱/۸۲۴)	<۰,۰۰	۲۹/۲۲(۱/۴۹۶)	<۰,۰۰
	لترال فلکشن	۲۰/۶۲ (۱/ ۲۲)	۲۴/۹۹ (۲/ ۳۱)	<۰,۰۰	۱۰۷/۰۹ (۹/ ۶۶)	<۰,۰۰
زمان بروز حداکثر گشتاور (ثانیه)	اکستنشن	۱/۸۲ (۰/۱۹۷)	۲/۰۵ (۰/۲۱۰)	<۰,۰۰	۳/۹۹ (۰/۲۸۳)	<۰,۰۰
	روتیشن	۱/۸۸ (۰/ ۱۸۲)	۱/۶۸ (۰/ ۲۸۶)	<۰,۰۰	۲/۹۹ (۰/ ۲۶۹)	<۰,۰۰
	لترال فلکشن	۲/۳۸ (۰/ ۲۷۳)	۱/۶۵ (۰/ ۲۹۲)	<۰,۰۰	۲/۴۶ (۰/ ۲۱۹)	<۰,۰۰
درجه بروز حداکثر گشتاور (درجه)	اکستنشن	۷/۳۲ (۰/۶۰۴)	۳۴/۵۳ (۳/۶۹۰)	<۰,۰۰	۴۳/۶۵ (۲/۷۷۷)	<۰,۰۰
	روتیشن	۱/۶۳ (۰/ ۳۸۰)	۳/۶۵ (۰/ ۶۰۱)	<۰,۰۰	۶/۴۵ (۰/ ۴۵۰)	<۰,۰۰
	لترال فلکشن	۱/۷۰ (۰ / ۴۳۶)	۱/۷۸ (۰ / ۵۸۳)	۰,۵۵۳	۱/۷۸ (۰/ ۵۸۳)	۰,۰۶۶

همچنین مقایسه متغیرهای سه محور حرکتی نشان داد که تفاوت بارزی بین حرکات سه بعدی در ازای دریافت مقاومت خارجی وجود دارد. به نحوی که زمان عکس‌العمل در حرکت لترال‌فلکشن نسبت به اکستنشن و روتیشن در شرایط بدون اعمال لود بیشتر است. ولی با افزایش نیروی خارجی این تفاوت معنی دار نیست.

زمان برنامه ریزی حرکتی در حرکت لترال‌فلکشن نسبت به اکستنشن و روتیشن در شرایط بدون نیرو کمتر است و

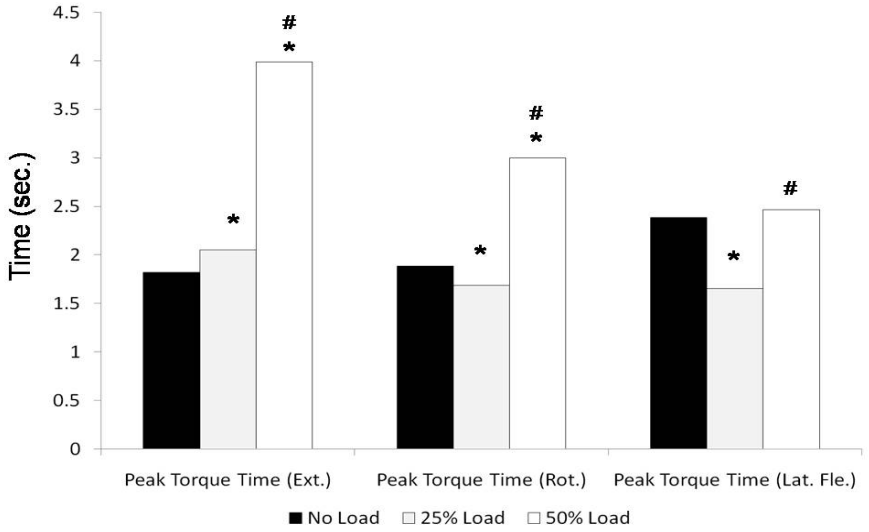
[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

در شرایط ۲۵ درصد حداکثر گشتاور این زمان در روتیشن و لترال‌فلکشن از اکستنشن کمتر می‌شود. در ۵۰ درصد حداکثر گشتاور تنها روتیشن است که افزایش معنی‌داری را نسبت به اکستنشن نشان می دهد. به عبارت دیگر دو محور حرکتی تکمیلی نسبت به اکستنشن در ازای افزایش نیروی خارجی متاثر می‌گردند.

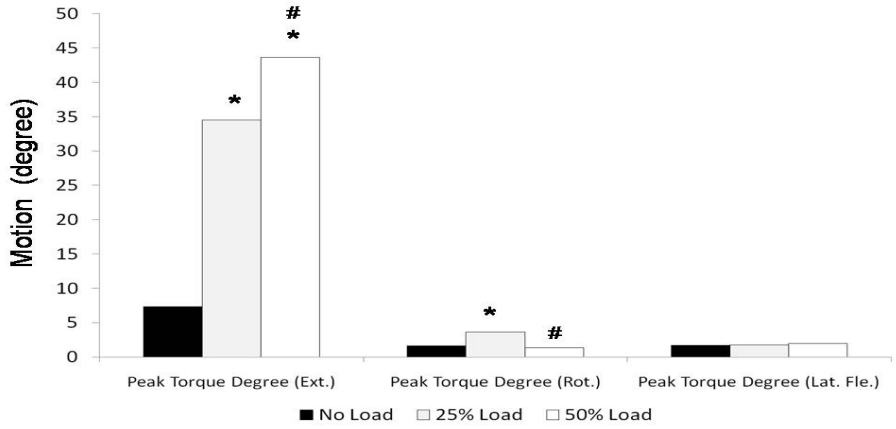
زمان شروع حرکت در حرکت لترال‌فلکشن نسبت به اکستنشن و روتیشن در شرایط بدون نیرو بیشتر است و در مقاومت ۲۵ درصد حداکثر گشتاور این زمان در روتیشن و لترال‌فلکشن از اکستنشن بیشتر می‌شود. در ۵۰ درصد حداکثر گشتاور تنها لترال‌فلکشن است که افزایش معنی‌داری را نسبت به اکستنشن و روتیشن نشان می دهد به نحوی که لترال‌فلکشن بیشترین تغییر را نسبت به دو محور دیگر دارد.

حداکثر گشتاور در حین حرکت سه بعدی در سه محور با افزایش نیروی خارجی زیاد می‌شود بویژه در ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ارادی که امری طبیعی است ولی این تغییرات بیشتر در حرکات اکستنشن و لترال‌فلکشن نسبت به بدون لود و ۲۵ درصد گشتاور ارادی اتفاق می‌افتد که نشان دهنده اصلی بودن این دو محور نسبت به حرکت روتیشن است.

زمان و درجه بروز حداکثر گشتاور در سه محور تفاوت معنی‌داری را نشان دادند. در حرکت سه بعدی اکستنشن از بیشترین میزان نسبت به دو محور دیگر برخوردار است (شکل‌های ۱ و ۲).



شکل۱- الگوی زمان بروز حداکثر گشتاور در حین حرکت سه بعدی در حرکت اکستنشن نسبت به دو محور دیگر متفاوت است و با افزایش نیروی خارجی این زمان زیاد می‌شود بویژه در ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ارادی



شکل۲- الگوی درجه بروز حداکثر گشتاور در حین حرکت سه بعدی در حرکت اکستنشن با دو محور دیگر متفاوت است و به ازای افزایش نیرو به سمت دامنه های میانی جابجا می‌شود

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

بحث

نتایج این تحقیق نشان داد که حرکت در سه محور ترکیبی ستون فقرات بسیار پیچیده و غیر قابل پیش‌بینی است و تنها اصلی ترین محور که اکستنشن است دارای یک ریتم و الگوی نسبی در ازای افزایش لود است اگر چه ما از الکترومیوگرافی استفاده نکردیم ولی این نتایج با پاره‌ای از تحقیقات که از الکترومیوگرافی استفاده کردند تا حدودی شبیه است (۴،۳،۲) .

این تحقیق با دایناموmتر ایزواینرشیال انجام شده‌است و تا کنون تحقیق مشابهی وجود ندارد و همانطور که اشاره شد عمده تحقیقات در محورهای واحد و بصورت ثبت الکترومیوگرافی است. آزمایشات با Motion Analyzer نشان داده که افزایش هم انقباضی عضلات آنتاگونیست و افزایش بارگذاری ستون فقرات در حرکات ترکیبی دیده می شود (۱۲).

این نتایج با یافته های ما که همراه با افزایش میزان گشتاور بود، مطابقت دارد همچنین در حین انجام فعالیتهای چرخشی، غیرقرینه و ترکیبی تعداد زیادی از عضلات تنه به صورت غیرقرینه و با هم انقباضی بالائی وارد عمل میشوند که با تحقیقات مشابه در ثبت فعالیت عضلانی همسو است (۱۴،۱۵،۱۶) .

قدردانی و تشکر

این تحقیق با همکاری و حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران با شماره ۸۰۹۳ انجام شده است و مؤلفین بدینوسیله مراتب قدرانی و تشکر خویش را اعلام می دارند.

REFERENCES

1. Shumway Cook A, and Woollacott MH. Motor control, London, Lippincott Williams & Wilkins, 2nd edition, 2001; 26-45.
2. Hodges P.W and Richardson C. A. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds, Arch. Phys. Med. Rehabil., 1999 ; 80 : 1005-1012.
3. Hodges P.W, Cresswell A and Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement , Exp. Brain Res., 1999 ; 124 : 69-79.
4. Hodges P.W, Cresswell A and Thorstensson A, Perturbed upper limb movements cause short-latency postural responses in trunk muscles , Exp. Brain Res., 2001 ; 138: 243-250.
5. Hodges P.W and Richardson C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain, Spine , 1996 ; 22 : 2640-2650 .
6. Hodges P.W and Richardson C. A. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement, Exp. Brain Res. 1997; 114 : 362-370.
7. Hodges P.W and Richardson C. A. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb, J. Spinal Disord. , 1998 ; 11 : 46-56 .
8. Hodges P.W and Richardson C. A. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task, Neuroscience Letters, 1999 ; 256 : 91-94 .
9. Hodges P.W. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain , Exp. Brain Res. , 2001 ; 141 : 261-266 .
10. Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, Rajulu SL, Allread WG, Fathallah FA, Ferguson SA. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors ،trunk position ،and trunk motion characteristics on risk of injury. Spine 1993;18(5):617-28.
11. Marras WS, Ferguson SA, Burr D. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. Spine J. 2004; 4(1):64-75.
12. van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. J Electromyogr Kinesiol. 2003 ;13(4):333-51.
13. Thelen DG, Schultz AB, Ashton-Miller JA. Co-contraction of lumbar muscles during the development of time-varying triaxial moments. J Orthop Res 1995;13(3):390-8.
14. Marras WS, Davis KG, Granata KP. Trunk muscle activities during asymmetric twisting motions. J Electromyogr Kinesiol 1998;8(4):247-56.
15. Sheikhzadeh A. The effect of pure and combined loading on the recruitment pattern of ten selected trunk muscles. Ph.D dissertation. NYU ،NY 1997
16. Ng JK, Richardson CA, Parnianpour M. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. J Orthop Res. 2002;20(1):112-21

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

17. Talebian S, Mousavi SJ, Olyaei GR, Sanjari MA, Parnianpour M. The effect of exertion level on activation patterns and variability of trunk muscles during multidirectional isometric activities in upright posture. Spine.2010; 35(11): E443–E451.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

Changes of motor control strategy of lumbar spine during complicated activities

Talebian S[1*], Shadmehr A[2]

1- Associate Professor of Tehran University of Medical Sciences
2- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Background and aim: Muscles are involved in complex and three dimensional activities. Timing and response to onset of external trigger need to perception and processing of data in central nervous system. The propose of this study is to determine reaction time, pre motor time and motor time with and without external load in healthy subjects.

Material and methods: Twenty healthy subjects contributed in this study. Isoinertial dynamometer was used to assess complicated motions in sagital, frontal and transverse planes from full flexion, rotation and lateral flexion to right side to opposite direction inclusive full extension, rotation and lateral flexion to left side without and with 25 and 50% MVE. Reaction time, pre motor time, motor time, and maximum torque were also measured.

Results: Following combined motions, reaction time and pre motor time were increased by external load (25 and 50% MVE). Lateral flexion showed more changes than extension ($P<0.001$). By increasing load, particularly in extension; time and maximum torque were changed ($P<0.001$).

Conclusion: Reaction time and pre motor time in combined motions are affected under extension and lateral flexion motions. Rotation has less effect on combined motions. Motions occur in sagital and frontal plane more than transverse plane.

Key words: Motor control, combined motion, Reaction time, Spinal column, Dynamic motion.

***Corresponding author:**
Dr. Saeed Talebian, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.
Email: talebian@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]