بررسی تأثیر وزن اجسام بر روی پارامترهای استاتیک و دینامیک ستون فقرات در ۳۲ مرد جوان

دکتر غلامرضا علیایی ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران
دکتر محمد اکبری ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران
علی نخعی ـ فیزیولوژیست ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران

Evaluation of the Effect of Loads on Static & Dynamic Parameters of Vertebral Collumn in 32 Young Males

ABSTRACT

The effect of some anthropometric factors and loading on paravertebral muscles was tested in this study. Thirty two healthy men with mean age of 25.25 years participated in this study. They didn't have history of low back pain since 12 months ago.

The effect of weight, height, upper limb length, abdominal & chest circumference and upper body height and other factors e.g. body mass and functional capacity indexes on maximum isometric torque of paravertebral muscles and spinal range of motion in all planes of movement and effect of loading with 0,5,10,15 kg loads on paravertebral factors e.g. dynamic torque, velocity, work, power, and slope of torque was examined with a dynamometer named ISOSTATION B-200.

Correlation, analysis of variance and t-test was used in SPSS program. Results show that maximum isometric torque and functional capacity index increased with increasing weight, abdominal and chest circumference and body mass index ($p< 0.05$). Height, upper body height and upper limb length don't have effects on this factors, and anthropometric factors don't have effects on range of motion.

Maximum dynamic torque, maximum velocity, work and power were significantly increased and time of movement & slope of torque were significantly decreased while load increased ($p<0.05$).

This study showed that load - velocity relationship in limb muscles can not help the paravertebral muscles studies because paravertebral muscles histologically differ from limb muscles.

Key words: paravertebral , loading, anthropometry, Isostation, torque.

چکیده

تأثیر فشارهای مختلف بر روی ستون فقرات افراد طبیعی همیشه مورد توجه پژوهشگران، کارفرمایان و ورزشکاران بوده است.

به منظور بررسی تأثیر افزایش وزنه خارجی بر روی عملکرد عضلات ستون فقرات، مطالعه‌ای بر روی ۳۲ مرد جوان سالم و بدون سابقه کمر درد و میانگین سنی ۴/۰۴ ± ۲۵/۲۵ سال صورت گرفت و تأثیر افزایش وزنه بر روی حداکثر گشتاور دینامیک، تلاش، سرعت انجام کار، توان و بعضی مؤلفه‌های دیگر ستون فقرات در صفحه حرکتی ساژیتال مورد مطالعه قرار گرفت.

در این مطالعه با استفاده از دینامومتر Isostation B-200 و وزنه‌های صفر و ۵ و ۱۰ و ۱۵ کیلوگرمی و آزمونهای آنالیز واریانس، همبستگی و آزمون t تأثیر بارگذاری بر روی مؤلفه‌های فوق بررسی شد. نتایج نشان دادند که افزایش بار باعث افزایش معنی دار در حداکثر گشتاور دینامیک، حداکثر سرعت انجام کار، کار انجام شده و توان کار و کاهش در زمان حرکت و شیب منحنی

گشتاور زمان بخصوص در اوزان بالاتر می‌شود($P<0.05$).

در این تحقیق معلوم شده که منحنی Load-velocity که در مورد عضلات اندامها وجود دارد نمی‌تواند در مورد عضلات ستون فقرات، که از نظر بافت شناسی نیز تفاوتهای زیادی با عضلات اندامها دارند صدق کند.

مقدمه

جابجایی مداوم اشیاء سنگین یکی از فاکتورهای مهم خطر در بروز کمردردهای شغلی است و بنا به گزارش انستیتو بین المللی سلامتی و بهداشت شغلی (NIOSH)، ۶۰ درصد ضایعات کمری مربوط به حمل اشیاء سنگین است و مطالعات زیادی آنرا نشان داده‌اند(هاوس ۱۹۸۰، مایر ۱۹۸۵، سودربرگ ۱۹۸۳، سوزوکی ۱۹۸۳)(۱۲).

عضلات پاراورتبرال در صد زیادی از توده عضلانی بدن را شامل می‌شوند و قدرت آنها به عواملی مثل تعداد واحدهای حرکتی بکارگرفته شده، طول و سطح مقطع عضله، سرعت انقباض، نوع انقباض، جنس، سن، عوامل رفتاری و روانی، دما، خستگی، هورمونها و داروهای استروئیدی، کشش اولیه، زمان انقباض، بی‌حرکتی، مهارت، بافت چربی و عملکرد عضلات سینرژیست بستگی دارد که از تمام این عوامل در متون صحبت شده است(۲).

عضلات پاراورتبرال عمدتاً از تارهای نوع I بعنوان تارهای کند انقباض و نوع II بعنوان تارهای تند انقباض تشکیل شده‌اند. خواص این دو نوع تار و انشعابات آن در متون بطور کامل شرح داده شده است (۶،۲).

این دو نوع تار در عضلات اندامها و ستون فقرات تفاوتهایی دارند که در عملکرد آنها تأثیر زیادی دارد و مهم‌ترین این اختلافات بقرار زیر است:

۱- تارهای نوع I یا کند انقباض که بنظر می‌رسد تجمع آنها در عضلات پاراورتبرال از نوع II یا تند انقباض بیشتر است (ترتنسون و کارلسون ۱۹۸۷، جرجنسن و نیکولایسن ۱۹۹۱)(۱۸) از نظر سطح مقطع از تارهای نوع II بزرگترند و این حکم چه در افراد سالم و چه در بیماران کمردردی صدق می‌کند و نیز تارهای قطورتر نوع I زودتر از نوع II برانگیخته می‌شوند و در مقابل نیروهای پایین‌تر زودتر جواب می‌دهند که این شیوه برانگیخته شدن برخلاف عضلات اندامهاست (بگنال ۱۹۸۴، سیرکا ۱۹۸۵)(۱۰).

۲- تعداد دستجات عضلانی مجزاکه بطور مجزا نیز عصب دهی و منقبض می‌شوند در عضلات ستون فقرات بسیار بیشتر از دیگر عضلات بدن است (۱۰). درصد تارهای نوع I در بخش سینه‌ای بیش از بخش کمری است که باعث اختلاف عملی این و بخش خواهد شد.

۳- محدوده تغییر طول عضلات پاراورتبرال نسبت به دیگر عضلات بدن کمتر است و این عضلات تمایل دارند که کار خود را بیشتر در حال طویل شده انجام دهند تا حالت کوتاه شده و این باعث پدیدار شدن تغییرات غیر معمول در EMG آنها خواهد شد(۱۰).

۴- از نظر عصب گیری بین عضلات پاراورتبرال و اندامها تفاوت وجود دارد به طوری که عضلات اندامها از شاخه‌های قدامی اعصاب نخاعی عصب‌گیری می‌شوند و بیشتر نیز تحت کنترل سیستم پیرامیدال هستند در حالیکه عضلات پاراورتبرال از شاخه خلفی اعصاب نخاعی عصب گیری کرده و بیشتر تحت کنترل سیستم اکسترا پیرامیدال می‌باشند(۵،۴).

۵- عناصر غیر فعال در ستون فقرات نقش بسیار مهمتری نسبت به دیگر عضلات بدن ایفا می‌کنند (دولان ۱۹۹۴)(۸).

۶- تارهای عضلانی در ستون فقرات بسیار بلندتر از دیگر عضلات هستند و انتقال مومنت در این عضلات بیشتر دیده می‌شود تا عضلات اندامها (بوگداک و همکاران ۱۹۹۲، مک گیل و نورمن ۱۹۸۷)(۱۱).

این اختلافات شناخته شده باعث شده است که مطالعات مربوط به خستگی و یا Loading این عضلات جدای از عضلات اندامها مورد نیاز باشند و ارتباط میان یافته‌های بیومکانیکی این عضلات و بروز کمردردهای شغلی و حرفه‌ای بیشتر مورد تجسس قرار گیرد.

نظر به اینکه فشار وارده به بافتهای کمری در حین فعالیتهای دینامیک بیش از فعالیت‌های استاتیک است، مطالعات بیشتر به سمت جنبهٔ دینامیک ستون فقرات کشیده شده است (بوش - ژوزف ۱۹۸۸، فریوالد ۱۹۸۴، ماراس ۱۹۸۷، مک گیل ۱۹۸۸)(۱۵،۱۴،۷).

مالچیر و همکاران (۱۹۹۵) اختلافهای عملی تنه را بعد از یک دوره خستگی در گروه‌های سالم و LBP، بیشتر در سرعت حرکت بیان نمودند(۱۴).

وسل و همکارانشان (۱۹۹۲) نشان دادند که در حرکات فعال، اختلافی در گشتاور سرعتهای مختلف حرکت وجود ندارند و در حرکات پاسیو با افزایش سرعت، گشتاور نیز افزایش می‌یابد(۱۹).

دوکر و همکارانشان (۱۹۹۴) با استفاده از دستگاه LIDO که

یک دینامومتر است اختلاف قابل ملاحظه‌ای را بین دو گروه کسانی که در معرض Loading بوده‌اند و کسانی که نبوده‌اند از نظر فاکتورهای ایزوکینتیک مشاهده ننمودند(۱۲).

دولان و همکارانشان (۱۹۹۱) در مطالعه‌ای نشان دادند که گشتاور ایزومتریک اکستنسوری در حالت فلکشن کامل کمتر از حالت Ext است. ایشان نقش افزایش توده جسم، حجم جسم و فاصله جسم از پاها در افزایش گشتاورهای فلکسوری و اکستنسوری را نشان دادند و نقش حرکات Asymmetric را در حین بلند کردن شیی نشان دادند و افزایش آنرا با افزایش مومنت همسو دانستند(۱۱).

بوش -ژوزف و همکارانشان (۱۹۸۸) سرعت را بعنوان مهم‌ترین فاکتورهایی که بر روی گشتاور ناحیه لومبار اثر می‌گذارد بیان کرده و ابراز داشتند که در سرعت‌های پایین است که تکنیک برداشتن شیی نیز در مومنت ایجاد شده مؤثر است و برداشتن اشیاء سنگین با زانوهای صاف و بکمک عضلات پشت کمترین فشار را بر مفصل L5-S1 وارد می‌کند (۷).

ماراس و همکارانشان (۱۹۸۷، ۱۹۹۲) در مطالعه الکترومیوگرافیک عضلات E.S در حین بلند کردن وزنه مشخص کردند که سرعت بلند کردن وزنه با فعالیت عضلات پهن پشتی رابطه عکس دارد چون عقیده داشتند که افزایش سرعت نیاز به بالانس را که عضلات پهن پشتی عهده‌دار آن هستند کاهش می‌دهد.

در مطالعه حاضر سعی بر آن شده است که تأثیر Loading در صفحه حرکتی سهمی و تغییرات بوجود آمده در پارامترهای عضلات ستون فقرات از قبیل گشتاور، ایمپالس، سرعت، کار، توان، زمان حرکت، زمان بالا آوردن و پایین آوردن شیی، تغییر گشتاور صفحات حرکتی جانبی و شیب گشتاور مورد بررسی قرار گیرد.

روش و مواد

پروتکل آزمایش : در این مطالعه ۳۲ مرد جوان سالم و غیر ورزشکار بدون سابقه کمر درد با میانگین سنی ۴/۰۴±۲۵/۲۵ سال که همگی از کارمندان، کارگران و دانشجویان دانشکده توان بخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران بودند بطور داوطلب شرکت کردند. مشخصات گروهی نمونه‌ها در جدول شماره ۱ آمده است.

نمونه‌های فوق سابقه‌ای از کمر درد از یکسال قبل تاکنون نداشته و بیماریهای حاد یا مزمنی مثل بیماریهای متابولیک، قلبی تنفسی، اسکلتی عضلانی، عصبی و یا بدخیمی نداشته و سابقه جراحی نیز بر بدن خود نداشتند.

جدول شماره ۱- مشخصات گروهی نمونه‌ها(n=32)

	میانگین	انحراف معیار
وزن	۶۸/۴۳	۸/۶۶
قد	۱۷۵/۱۲	۵/۹۳
ارتفاع تنه ×	۷۵/۶۲	۳/۹۱
محیط شکم ××	۷۷/۱۸	۷/۲
محیط سینه +	۸۹/۱۵	۴/۱۸
طول اندام فوقانی ++	۷۶/۸۱	۴/۹۴

× از خط بین برجستگی‌های فوقانی ایلیوم تا فرق سر بصورت ایستاده

×× در سطح ناف

+ در سطح پستان

++ از برجستگی اکرومیون تا نوک انگشت میانی دست راست اویران شده در کنار بدن

مقیاس‌های طولی بر حسب سانتی‌متر و مقیاس وزن بر حسب کیلوگرم می‌باشند.

تمام آزمایشها در ساعات صبح بمنظور حذف اثر زمان (۱۷) بمدت ۴۵ دقیقه انجام می‌شد و شامل مراحل تکمیل پرسشنامه، ثبت اطلاعات ابعادی، کشش و گرم کردن و تستهای دینامیک و استاتیک توسط دستگاه دینامومتر Isostation B-200 متعلق به بخش تحقیقات الکتروفیزیولوژی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران بود.

این دستگاه مجهز به A/D و نرم افزار برنامه B-200 و چاپگر مدل Canon A 50 بود و کامپیوتر از نوع IBM 30 pc داشت و می‌توانست با دو سیستم متریک و انگلیسی اطلاعات را ثبت کند. این دستگاه توانایی‌های زیادی دارد که از آن جمله رسم منحنی‌های استاندارد، کاستوم، ROM یک نفره و مقایسه‌ای و منحنی‌های گشتاور - وضعیت، سرعت - وضعیت و گشتاور - سرعت در هر سه صفحه حرکتی را می‌توان نام برد.

اطلاعات ابعادی توسط ترازوی مدل Seca با ۱۰ گرم حساسیت که به سیستم سنجش قد نیز مجهز بود و متر نواری اخذ می‌شد.

به منظور ثبت اطلاعات مورد نیاز که اولاً حداکثر گشتاورهای ایزومتریک و ثانیاً وزنه‌های صفر،۵،۱۰و ۱۵ کیلوگرمی بر پارامترهای عضلات پاراورتبرال بود ابتدا شخص را در درون دستگاه B-200 قرار داده و با باز نگه داشتن قفلهای حرکتی، ROM در تمام صفحات حرکتی حداقل سه بار ثبت می‌شد؛ سپس با بسته نگه داشتن قفلهای حرکتی و قرار دادن حداکثر مقاومت ممکن در برابر فرد (مقاومت دستگاه بر روی محور Flex-Ext قرار می‌گرفت) انقباضهای ایزومتریک مداومی بمدت ۱۰ ثانیه در هر حرکت

Lt.Rot,Rt.Rot,Lt.Lat.Flex,Rt.Lat.flex,Ext,Flex از وی اخذ می‌شد به طوری که از فرد خواسته می‌شد ابتدا به مدت ۱۰ ثانیه با حداکثر قدرت خود به بالشتک جلوی سینه‌ای دستگاه فشار وارد آورد و با اتمام ۱۰ ثانیه به او دستور داده می‌شد که حرکت را عوض و به بالشتک پشت دستگاه فشار ممتد وارد نماید و این عمل در کلیه صفحات حرکتی تکرار می‌شد و همزمان دستگاه اطلاعات را ثبت می‌نمود. بین هر کدام از مراحل آزمایش ایزومتریک ۳-۲ دقیقه استراحت به منظور برگشت به حالت نرمال زمان وجود داشت.

در مرحله بعد بمنظور بررسی تأثیر Load خارجی بر پارامترهای دینامیک ستون فقرات، آزمایشی در شش مرحله صورت می‌گرفت و در آن شخص بایستی به ترتیب مراحل زیر را در صفحه حرکتی سهمی انجام دهد که بدین منظور هم بایستی شخص را درون دستگاه ثابت نگه داشته و وزنه‌های استاندارد شدهٔ ۵، ۱۰ و ۱۵ کیلوگرمی مدل سپهران که بکمک وزنه‌های استاندارد مدل Enraf استاندارد شده بودند در درون یک سبد به ابعاد ۳۵×۲۵×۱۵ سانتی‌متر که معادل یک جعبه متوسط بود قرار داده تا شخص آنها را طی چند مرحله، حداقل برای هفت بار از روی یک سکو که در جلوی فرد قرار داشت بلند کرده و دوباره بدون مکث بر زمین بگذارد. در تجزیه و تحلیل آماری اطلاعات اخذ شده از ۵ سیکل میانی حرکت استفاده می‌شد و سیکل‌های اول و آخر حرکت بعلت احتمال وجود عوامل مداخله‌گر حذف می‌شد(۱۹).

مراحل از این قرار بود:

۱- بلند شدن و پایین آمدن شخص مانند حالت وزنه برداری ولی بدون هیچگونه وزنه و یا سبد

۲- حمل سبد خالی و بدون وزنه

۳- حمل سبد با وزنه ۵ کیلوگرمی

۴- حمل سبد با وزنه ۱۰ کیلوگرمی

۵- حمل سبد با وزنه ۱۵ کیلوگرمی

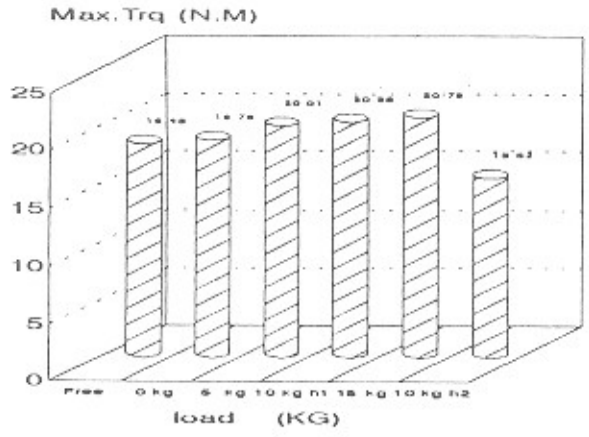
۶- حمل سبد با وزنه ۱۰ کیلوگرمی و ارتفاع دو برابر از سطح زمین نسبت به حالت چهارم

همزمان نرم افزار دستگاه اطلاعات مربوطه را ثبت و در دیسکت‌های ۱/۴۴ مگابایتی ضبط می‌نمود. بعد از اخذ اطلاعات خام از دستگاه، جهت بررسی آماری این اطلاعات به نرم افزار SPSS سپرده و با کمک آزمونهای همبستگی، رگرسیون، t زوجها و آنالیز واریانس یافته‌های زیر بدست آمد.

نتایج

۱- با افزایش Load، حداکثر گشتاور دینامیک در صفحه حرکتی سهمی افزایش می‌یافت که این افزایش بخصوص در بارهای بالاتر بیشتر و معنی‌دار بود ($P<0.05$) (نمودار ۱). در ضمن با تغییر ارتفاع جسم از سطح زمین نیز دیده شد که گشتاور دینامیک با افزایش ارتفاع کاهش پیدا می‌کند.

نمودار ۱ـ ارتباط بین افزایش بار و حداکثر گشتاور دینامیک (max. torque)



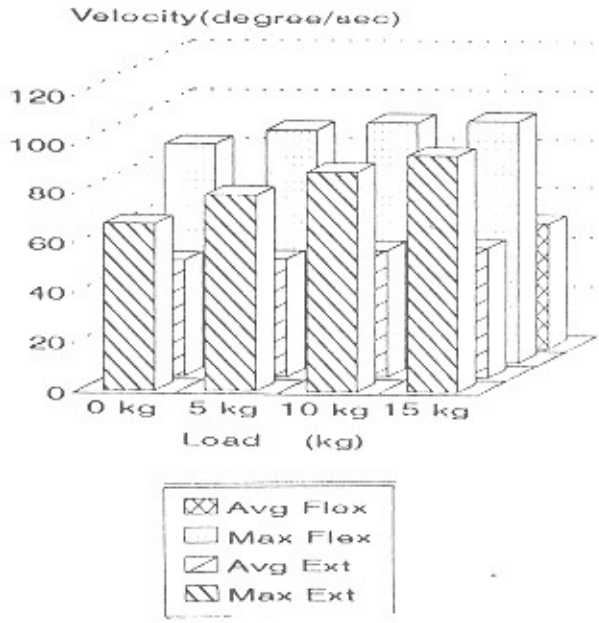
۲- افزایش بار باعث افزایش معنی دار سطح زیر منحنی (Impulse) نمی‌شود ولی علی رغم گزارشات موجود در متون باعث افزایش سرعت انجام کار (Velocity) می‌شود و این افزایش در بارهای بالاتر کاملاً معنی دار است (نمودار ۲) و همچنین تأثیر ارتفاع از سطح زمین در کاهش سرعت حرکت و سطح زیر منحنی بطور معنی داری دیده می‌شود($P<0.05$).

۳- افزایش بار باعث افزایش کار انجام شده (Work) بخصوص در بارهای بالاتر می‌شود(نمودار ۳)($P<0.05$).همچنین تأثیر ارتفاع جسم از سطح زمین در کاهش کار انجام شده نیز بنحوی دیده می‌شود. همچنین افزایش بار باعث افزایش توان (Power) شد که این افزایش در بارهای بالاتر معنی دار است(نمودار ۴).

همچنین از نمودار ۵ می‌توان استنباط کرد که افزایش بار، زمان انجام پنج سیکل حرکتی را کاهش می‌دهد ($P<0.05$).

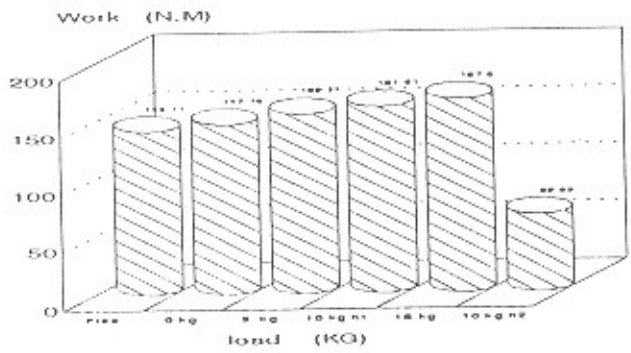
۴- افزایش بار باعث کاهش زمانهای بالا آوردن و پایین گذاشتن شیی می‌شود و این یافته با افزایش در سرعت همخوانی دارد(نمودار۶). گرچه این کاهش زمان فقط در مورد زمان بلند کردن شیئی که معادل زمان انقباض CON عضلات ستون فقرات است معنی دار بود ($P<0.05$) ولی در هر دو مورد با اضافه شدن ارتفاع جسم، کاهش زمان دیده می‌شود ($P<0.05$).

نمودار ۲ـ ارتباط بین بار و سرعت



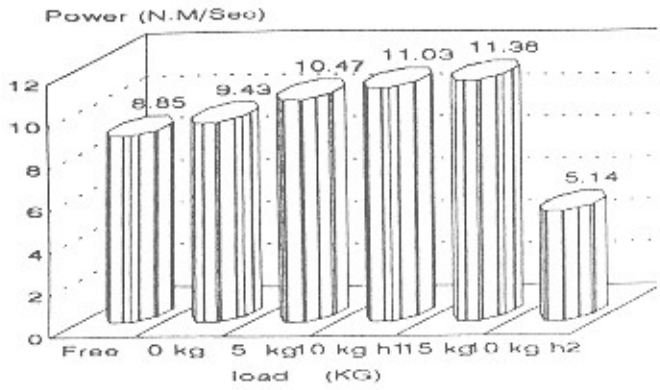
۵ـ افزایش بار در صفحه تاجی بیش از صفحه افقی است (نمودار۷). در این مورد تغییر ارتفاع جسم تغییری در نحوه ایجاد گشتاور در صفحات حرکتی مجاور بوجود نمی‌آورد($P<0.05$).

نمودار ۳ـ ارتباط بین بار و کار انجام شده

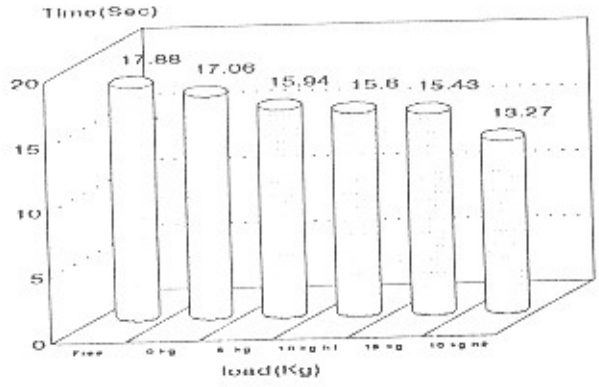


تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از آنالیز واریانس نشان می‌دهد که علی‌رغم افزایش بار، شیب گشتاورهای فلکسوری و اکستنسوری که نشانگر مدت زمان تلاش فرد برای تغییر گشتاور است و آزمایش خوبی برای بررسی خستگی ناشی از بار می‌باشد افزایش یافته و این بدین معنی است که زمان تغییر گشتاور کوتاهتر شده است و شخص تلاش خود را در زمان کوتاه‌تری انجام می‌دهد ولی این تغییر شیب، کم و در سطح غیر معنی داری بود ($P<0.05$).

نمودار ٤ـ ارتباط بین بار و توان حاصله



نمودار ۵ـ ارتباط بین بار و توان حاصله

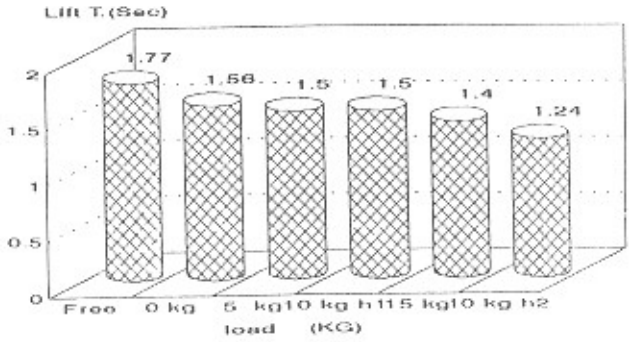


در ضمن آزمون t زوجها نشان داد که در تمام بارها شیب اکستنسوری از شیب فلکسوری بالاتر است.

۶- در یک سیکل حرکتی سرعت عمل فلکسوری در تمام بارها بیش از اکستنسوری است ($P<0.05$).

۷- بین سرعت انجام کار و شاخص واحد گشتاور بدن (PTBW) که از تقسیم حداکثر گشتاور ایزومتریک بر وزن بدن بدست می‌آید همبستگی بالایی وجود داشت (جدول ۲).

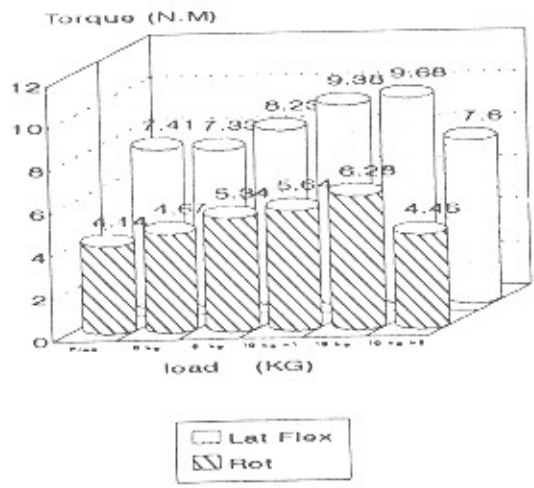
نمودار ٦ـ ارتباط بین بار و زمان بالا آوردن یا پایین گذاشتن



جدول ۲ـ همبستگی بین حداکثر سرعت فلکسوری و اکستنسوری در وزنهای مختلف و ضریب واحد گشتاور ایزومتریک (PTBW)

PTBW		
P.va	Corr	Max. Vel
*0.03	0.33	Fl 0 Kg
*0.03	0.32	Ex 0 Kg
*0.02	0.36	Fl 5 Kg
*0.01	0.39	Ex 5 Kg
*0.006	0.43	Fl 10 Kg
*0.008	0.42	Ex 10 Kg
*0.013	0.39	Fl 15 Kg
*0.016	0.37	Ex 15 Kg

نمودار ۷ـ ارتباط بین بار و گشتاور در صفحه مجاور



۸-بین سرعت انجام کار و ابعاد سینه و شکم همبستگی منفی

وجود داشت یعنی با افزایش محیط سینه و شکم سرعت انجام کار کاهش می‌یافت.

بحث و نتیجه‌گیری

افزایش گشتاور دینامیک در اثر افزایش بار در تحقیقات زیادی به اثبات رسیده است (آندرسون و چافین ۱۹۸۶، پوپ و همکاران ۱۹۸۴، شـیپلین و همکاران ۱۹۹۰، پتوین و همکاران ۱۹۹۳ و بوسک و همکاران ۱۹۸۸) (۱۶،۱۵،۷).

افزایش بار باعث بالا رفتن نیروی مقاومت در برابر اهرم عضلات می‌شود و عضلات با قدرت بیشتری فعالیت خواهند کرد. افزایش بار باعث کشش بیشتر تارهای عضلانی می‌شود که باعث تحریک بیشتر دوک عضلانی و در پاسخ، فراخوانی بیشتر واحدهای حرکتی می‌شود و هرچه واحدهای حرکتی بیشتر فراخوانده شود گشتاور حاصله نیز بیشتر خواهد شد، ولی علت اینکه افزایش گشتاور چندان زیاد نیست به مورفولوژی عضلات ستون فقرات برمی‌گردد به طوری که بر خلاف قانون Size principle (همان ۱۹۸۰) تارهای با قطر بیشتر در ناحیه ستون فقرات، زودتر از تارهای نازک‌تر فرا خوانده می‌شوند و تارهای با قطر کمتر بعلت سطح مقطع کم نمی‌توانند تغییر زیادی در گشتاور ایجاد کنند زیرا گشتاور مستقیماً با سطح مقطع عضلات ارتباط دارد(۱۰).

این خاصیت عضلات ستون فقرات بخاطر ماهیت عملکردی آنهاست که بایستی در مقابل خستگی، تحمل بیشتری داشته باشند، لذا بیشتر تارهای آنها از نوع I است که بر خلاف عضلات دیگر نسبت به تارهای نوع II یا سریع، قطر بیشتری دارند.

مطالعات EMG نیز نشان داده‌اند که افزایش Load، فرکانس را تغییر نمی‌دهد یعنی افزایش خاصی در میزان Firing Rate واحد حرکتی دیده نمی‌شود (روی ۱۹۸۹)، در حالی که در عضلات اندامها اغلب افزایش Firing Rate دیده می‌شود (دلوکا ۱۹۸۲، کوکولکا ۱۹۸۱، سولومونو ۱۹۹۰) (۱۰).

محققان زیادی نیز نشان دادند که اصولاً در عضلاتی که تارهای نوع II یا سریع در آنها بیشتر است از نظر الکترومیوگرافیک تغییرات دامنه و فرکانس بیشتر است (کومی و تچ ۱۹۷۹، لینسن و همکاران ۱۹۹۱)(۱۸).

در ضمن ناحیه کمری که نسبت به ناحیه سینه‌ای حرکت بیشتری دارد و اعمال دینامیک ستون فقرات بیشتر در آن صورت می‌گیرد تارهای نوع I کمتری نسبت به ناحیه سینه‌ای دارد و تارهای نوع II در آن بیشتر است، لذا این تارها بعلت سطح مقطع کمتری که نسبت به تارهای نوع I دارند نمی‌توانند تغییر چشمگیری در گشتاور بوجود آورند(۱۰،۹).

مسأله دیگر، محدوده تغییر طول کمی است که عضلات ستون فقرات نسبت به دیگر عضلات بدن دارند و هرچه تغییر طول یک عضله کمتر باشد، تنش تولیدی آنهم نمی‌تواند دچار تغییرات زیادی شود(۱۰). مسأله مهم دیگر نقش عناصر غیرفعال مثل

لیگامانها و دیسک بین مهره‌ای و فاسیای توراکولومبار در جهت کمک به گشتاور است که به علت مزیت بالاتری هم که نسبت به عضلات پاراورتبرال به علت دوری از محور چرخش دیسک دارند با کمترین تنشن ممکن، بیشترین کمک را به گشتاور عضلات می‌کنند (پیرسی و بوگداک ۱۹۸۸، دولان ۱۹۹۴، گراکووتسکی و فارفان ۱۹۸۶)(۸،۹،۱۰).

نقش فشار داخل شکمی در جهت کمک به تحمل فشار وارده از طرف بارهای خارجی نیز بایستی مدنظر قرار گیرد که شایان توجه است(۹) زیراکه ثابت شده است هرگز تنشن عضلات پاراورتبرال به مقدار لازم برای مقابله با یک Load معین نمی‌رسد (مک‌نیل ۱۹۸۰ و دولان ۱۹۹۴).

نکته مهم دیگر نقش میرایی (Damping) دیسک بین مهره‌ای است زیراکه دیسک سعی می‌کند در عرض یک ثانیه نیروهای فشاری را در دیسک جذب و آنها را تحلیل دهد لذا افزایش بار را تا مقدار قابل توجهی خنثی می‌کند (هیرش ۱۹۶۵)(۹،۱۰).

شاید ذکر این نکته که افزایش بار مقداری هم توسط نقش Stabilizer عضلات جدار شکم که در اثر افزایش بار افزایش فعالیت نشان می‌دهند خنثی می‌شود نیز توجیه مناسبی باشد (گردن و همکاران ۱۹۹۱، کلسی و همکاران ۱۹۸۴، آدامز و هوتون ۱۹۸۲، ۱۹۸۵).

کاهش گشتاور دینامیک در اثر افزایش ارتفاع جسم مستقیماً به کاهش دامنه کوتاه شدگی عضلات E.S و عدم دخالت پدیدهٔ Prestreching بر می‌گردد که در اثر کاهش دامنه حرکتی بوجود خواهد آمد (سیولو و زارینس ۱۹۸۳، کاوانا و همکاران ۱۹۸۶).

نهایتاً این که بنظر می‌رسد افزایش بار، بیشتر صرف عواملی مثل افزایش فشار داخل شکم، فشارهای داخل دیسک و نیروهای Shearing بر روی ستون مهره‌ها می‌شود تا گشتاور حاصل از حرکت و تلاش فرد در درون شخص تلف می‌شود تا صرف گشتاور خارجی قابل محاسبه شود.

در ایمپالس یا سطح زیر منحنی گشتاور ـ زمان که بیانگر تلاش فرد است تغییری حاصل نشد چون گرچه گشتاور افزایش یافت ولی همزمان زمان انجام کار نیز کاهش یافت لذا در حاصل ایمپالس تغییری دیده نمی‌شود.

در بررسی سرعت انجام کار چیزی مغایر با متون دیده شد یعنی گرچه بار، لحظه به لحظه افزایش می‌یافت ولی سرعت انجام کار چه در انقباضات Ecc (پایین آوردن جسم) و چه در انقباضات Con (بلند کردن جسم) بیشتر شد. منحنی Load-velocity که در مورد یک تار عضلانی وجود دارد و احتمالاً با آزمایش بر روی تارهای عضلانی عضلات اندامها بدست آمده است اینگونه بیان می‌کند که در انقباضات Con، با افزایش بار، سرعت انقباض کاهش می‌یابد و در انقباضات ECC این دو به موازات هم افزایش یا کاهش می‌یابند (نمودار ۱ـ۲) (فیلیپس و پتروفسکی ۱۹۸۳، گایتون ۱۹۸۶ گردن و همکاران ۱۹۶۶، بروبرک ۱۹۷۹، اتوسون ۱۹۸۳ و کرول ۱۹۸۷)(۶).

سرعت در بیماران کمر دردی یکی از فاکتورهای مهمی است که دچار تغییرات زیادی می‌شود (ماست ۱۹۹۳) (۱۴).

در حالیکه بعضی از محققان افزایش سرعت انقباضات CON را باکاهش تنشن توأم می‌دانند (والمزلی ۱۹۸۶، کومی ۱۹۷۳، اوبرت ۱۹۵۴) (۱)، آقای کرس (۱۹۹۲) نقش اندام مورد آمایش را با نوع انقباض بصورت توأم بیان کرد و اظهار داشت که در انقباض CON در عضلات اندامهای تحتانی و فوقانی، نیروی انقباضی با افزایش سرعت، کاهش می‌یابد چون این عضلات سرعتی‌اند ولی در انقباض ECC این نسبت مشاهده نمی‌شود بلکه در اندام فوقانی با افزایش سرعت، نیرو نیز افزایش می‌یابد و در اندام تحتانی در بسیاری از موارد همگام با افزایش سرعت تغییری در نیرو مشاهده نمی‌شود و یا حتی نیرو کاهش می‌یابد.

البته مشاهدات فوق همگی بر روی عضلات اندامها صورت گرفته است و نمی‌تواند ملاک عمل مناسبی قلمداد شود زیرا از نظر مورفولوژی، عضلات اندامها با عضلات ستون فقرات تفاوتهای زیادی دارند. در حالی که عضلات بدن اکثراً سرعتی‌اند و تارهای نوع I آنها قطر کمتری دارند و تارهای نوع II دارای قطر بیشتر و نیروی بیشتری هستند، در عضلات ستون فقرات تارهای نوع I قطورتر و کندتر از تارهای II هستند و لذا پاسخ آنها به افزایش بار نیز با عضلات اندامها تفاوت خواهد داشت.

توجیه‌های مناسبی برای این یافته که در عضلات E.S با افزایش بار، سرعت نیز افزایش می‌یابد وجود دارد : اول اینکه هرچه بار افزایش یابد، عضلات E.S را وادار می‌کند از تارهای II که سریعترند بیشتر استفاده کند(۱۰) و لذا نقش سرعت چشمگیرتر می‌شود هرچند سرعت تارهای نوع II در عضلات E.S به مراتب از سرعت این نوع تارها در عضلات اندامها کمتر است و به همین دلیل ما تغییر زیادی در سرعت‌ها نمی‌بینیم(۱۰). در همین راستا دیده می‌شود که در تمام بارها، سرعت فلکسوری بیش از اکستنسوری است یعنی انقباض ECC عضلات E.S سریعتر از انقباض CON آنهاست و دلیل آن کمک نیروی جاذبه در انقباضات ECC است، ولی نقش جاذبه هرچه وزنه‌ها سنگین‌تر شوند کمرنگتر می‌شود که این پدیده، به صورت کاهش ضریب همبستگی بین سرعتهای فلکسوری و اکستنسوری در بارهای بالاتر خود را نشان می‌دهد.

دلیل دیگر، پدیده Prestretching است که هرچه بار بیشتر شود دوک عضلانی بیشتر تحریک میشود و ارسال آورانهای حسی به سمت نخاع و تحریک بیشتر نورون محرکه فوقانی اتفاق خواهد افتاد و تنشن بیشتری در عضله بوجود خواهد آورد.

کاهش زمان ۵ سیکلی حرکتی همزمان با افزایش سرعت نیز نکته‌ای است که می‌توان برای اثبات افزایش سرعت به آن اشاره کرد (نمودار ۵).

نکته‌ای که مشاهده شد کاهش سرعت انجام کار همزمان با افزایش محیط شکم و سینه بود که نظر به همبستگی بالایی که بین

وزن بدن و محیط سینه و شکم وجود داشت باید گفت که افزایش محیط سینه و شکم باعث افزایش وزن و اینرسی فرد شده و اجازه نمی‌دهد که شخص، سریع تغییر حالت دهد لذا سرعت در وی کاهش خواهد یافت.

افزایش کار انجام شده به علت افزایش نیروی مقاومت یعنی وزنه‌ها طبق فرمول W = F.D بوقوع خواهد پیوست و توان انجام کار نیز که حاصل کار و زمان است به علت افزایش کار، افزایش خواهد یافت.

تغییرات دیده شده در شیب منحنی گشتاور ـ زمان مبنی بر کاهش زمان شیب یا افزایش زاویه منحنی شیب گشتاور نسبت به محور زمان نیز در جهت حمایت از یافته‌های قبل دیده می‌شود. این تغییر در شیب گشتاور فلکسوری بطور معنی‌داری دیده شد($P< ۰/۰۵$).

علت عدم تغییر در شیب اکستنسوری این گونه است که چون عضلات E.S در مقابل خستگی مقاومت خوبی دارند (۱۰) لذا تغییر شیب اکستنسوری به سادگی در آنها دیده نمی‌شود.

همان طور که انتظار می‌رفت مطابق رابطه سرعتها، شیب حرکات فلکسوری کمتر از شیب حرکات اکستنسوری بود یعنی حرکات فلکسوری، بطئی‌تر و کندتر صورت می‌گیرند. علت این است که چون عضلات Ext بیشتر برای تحمل بوجود آمده‌اند و عضلات شکم برای سرعت، لذا عضلات شکمی زودتر دچار خستگی ناشی از افزایش بار می‌شوند و کاهش شیب فلکسوری این نظریه را تأیید می‌کند. نکته دیگری که بایستی در نظر گرفت این است که چنانچه مسؤول هر دو حرکت را عضلات E.S بدانیم، در حرکات فلکسوری عضلات E.S انقباض ECC و در حرکات اکستنسوری انقباض CON و چون میزان صرف انرژی در انقباضات CON بیش از ECC است (کومی ۱۹۸۶) (۱) لذا بایستی خستگی را در حرکات اکستنسوری زودتر مشاهده کنیم و شیب اکستنسوری کمتر از فلکسوری باشد، در ضمن چون در عمل فلکشن بایستی به نقش عناصر غیرفعال در جهت کمک به تنشن فعال اهمیت داده شود(۹) بایستی به نفع کم بودن شیب فلکسوری رأی داد.

همچنین آزمایشات نشان داده‌اند که بیشترین تنشن عضلانی در انقباضات ECC بوجود می‌آید (نوردین ۱۹۸۱)(۶) لذا بعد از این انقباض خستگی بیشتر است گرچه عده‌ای معتقدند افزایش تنشن در انقباضات ECC نه بخاطر افزایش فعالیت عضله، بلکه بخاطر نقش مهم عناصر غیرانقباضی در اینگونه انقباضات است زیرا فعالیت الکتریکی عضله نیز در انقباضات ECC به مراتب کمتر از دیگر انقباضات است (رینگدال ۱۹۹۳).

طبق تحقیقات کوکی (۱۹۸۶) عناصر غیرفعال در انقباضات نقش Damping و انقباض نرم را در عضله به عهده دارند و لذا در عمل فلکشن که با نقش بیشتر عناصر غیرفعال توأم است می‌توان مشاهده کرد که این نقش Damping باعث کمتر بودن شیب منحنی شده و زمان انقباض را طولانی کرده است.

چنانچه عمل فلکشن معادل Relaxation عضلات E.S از یک انقباض CON در نظر گرفته شود بایستی گفت که عضلات E.S بر خلاف دیگر عضلات بدن، که ابتدا تارهای با قطر کم و سپس با قطر بیشتر فراخوانده می‌شوند، برعکس عمل کرده و ابتدا تارهای قطور و سپس تارهای کم قطر وارد عمل می‌شوند و در برگشت از حالت انقباض (Relaxation) نیز، ابتدا تارهای با قطر بیشتر و سپس تارهای با قطر کمتر از حالت انقباض خارج شده و در ادامه نیز پدیده کشیدگی عناصر غیرانقباضی اتفاق می‌افتد که بخش زیادی از سیکل حرکتی را به خود اختصاص داده و سبب طولانی‌تر شدن مرحله فلکشن می‌شود (دولان ۱۹۹۴ و سوکاپ و نلسون ۱۹۷۴)(۹).

در بررسی آماری دیده شد که گشتاور ایزومتریک اکستنسوری بطور معنی‌داری از فلکسوری بیشتر است (۵۱/۱ ± ۱۶۳/۴۳ در مقابل ۴۲/۶ ± ۱۲۰/۷۱ و $P< ۰/۰۰۱$). علت این است که سطح مقطع عضلات Ext به مراتب بیش از عضلات فلکسور است و این باعث بیشتر بودن gain این عضلات می‌شود(۱۳،۳). این افزایش قدرت را می‌توان به پدیده دیگری که در عضلات E.S وجود دارد نسبت داد و آن تعداد زیاد واحدهای حرکتی مستقل و دستجات عضلانی مجزا در عضلات E.S نسبت به عضلات شکمی است(۱۰). لذا میزان inputهای عصبی عضلات E.S به مراتب بالاتر است و این باعث افزایش قدرت آنها می‌شود.

در نهایت ذکر این نکته مهم است که رهبری عصبی عضلات پاراورتبرال بر عهده سیستم اکسترا پیرامیدال است و عصب‌گیری آنها هم از شاخه‌های خلفی اعصاب نخاعی است، در حالی که عضلات اندامها تحت رهبری سیستم پیرامیدال و از شاخه‌های قدامی اعصاب نخاعی تغذیه عصبی می‌شوند و چون شاخه‌های خلفی اعصاب نخاعی، ارتباط بیشتری با راههای صعودی مسئول حس‌های Position و درک فضایی دارند لذا اولاً مشاهده هرگونه اختلاف در عضلات E.S نسبت به عضلات اندامها دور از انتظار نیست و ثانیاً بایستی برای عضلات E.S دفتری جدید و ویژه از نظر عملکرد بیومکانیکی گشود. زیرا برای مثال دیده شد منحنی Load-Velocity که در مورد عضلات اندامها صادق است نمی‌تواند جوابگوی بعضی یافته‌های مربوط به عضلات E.S باشد.

منابع

۱- عظمی شهرابی، سعید. بررسی مقایسه‌ای اثر تقویتی انقباض کانسنتریک و اکسنتریک عضله چهار سر رانی با پارامترهای دستگاه ایزوکینتیک. پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی. ۱۳۷۵.

۲- نخعی عبدآبادی، علی : بررسی اثر وزن اجسام بر روی پارامترهای استاتیک و دینامیک عضلات افراد در وضعیتهای مختلف بدن در افراد مرد سالم . پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی. ۱۳۷۶.

3- Basmajian J.V & Woll S.L: Therapeutic exercise, 5th Ed; Williams & Wilkins; Baltimore, 1990; pp 49-71.

4- Kapanadji L.A: The physiology of the joint, Vol 3, 2nd Ed; Churchill - Living stone, Edinburgh, 1988; pp 8-136.

5- Kimura J: Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle, principle & practice ; F.A Davis, Philadelphia, 1989; pp 213-216, 282-283.

6- Nordin M & Frandkel V.H: Basic biomechanics of the musculosueletal system; 1st Ed; Lea Febiger; Philadelphia. 1989; pp 106, 183-203.

7- Bush - Joseph C et al: Influence of dynamic factors on the lumbar spine moment in lifting. Ergonomics (1988): 31 (2): pp 211-216.

8- Dolan P & Adams M.A: The relationship between EM activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending & lifting activites. J - Biomechanic (1993); 26(4/5); pp 513-522.

9- Dolan P et al: Bending & compressive stresses acting on the lumbar spine during lifting activities J - Biomechanis (1994); 27(10); pp 1237-1242.

10- Dolan P et al: Fatigue of the erector spinae muscles. A quantitiative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal. Spine (1995), 20(2); pp 149-159.

11- Dolan P et al: Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. J - Biomechanics (1994); 27(8); pp. 1097-1085.

12- Dueker J.A et al: Isokinetic trunk testing & empolyment. JOM (1994); 36(1); pp 42-48.

13- Guzik D.C. et al: A biomechanical model of the lumbar spine during upright isometric Flex, Ext & Lat bend. Spine (1996); 21(4); pp 427-433.

14- Malchaire J.B & Masset D.F: Isometric & dynamic performances of the trunk & associated factors. Spine (1995); 20(15); pp 1649-1656.

15- Marras W et al: trunk force development during static & dynamic lifts. Human Factors (1987); 29(1); pp 19-29.

16- Potvin J.R & Norman R.W: Quantification of erector spinae muscles fatigue during prolonged dynamic lifting tasks. Eur-J-Appl-Physiol (1993); 67; pp 554-562.

17- Spzpalski M et al: Reproducibility of trunk isoinertial dynamic performance in patients with low back pain: J - Spinal Disorders (1992); 5(1); pp 78-85.

18- Van Dieen J.H et al: Trunk extensor endurance and its relationship to electromyogram parameters. Eur-J-Appl Physiol (1993); 66: pp 388-396.

19- Wessel J et al: measurment of torque of trunk flexors at different velocities. Scand J Rehab Med (1992); 24; pp 175-180.