

بررسی زمانبندی و سطح فعالیت عضلات ستون فقرات کمری و کمر بند لگنی به دنبال بارگذاری در حالت تعادلی استاتیک در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف

دکتر گیتا کلباسی، دکتر سعید طالبیان مقدم (استادیار)، دکتر اسماعیل ابراهیمی تکامجانی (دانشیار)، دکتر غلامرضا علیانی (دانشیار)، دکتر نادر معروفی (کارشناس ارشد)، سرکار خانم شهره جلایی (کارشناس ارشد) دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران و ایران

چکیده

مقدمه: با توجه به بی‌ثباتی ذاتی ستون فقرات و نقش برجسته عضلات در تأمین ثبات آن و جلوگیری از صدمات و عوارض حاصله و نظر به اهمیت مطالعه الگوی فعالیت عضلات ستون فقرات کمری و کمر بند لگنی در افراد سالم (بدون علامت)، جهت مقابله با انواع اغتشاشات اعمال شده بر بدن در شرایط مختلف محیطی به عنوان مبنای مطالعات بالینی این تحقیق در این تحقیق، ۲۰ فرد سالم مؤنث از دانشجویان دانشکده‌های علوم توانبخشی دانشگاه‌های علوم پزشکی تهران و ایران صورت گرفت. هدف از انجام این تحقیق، بررسی نحوه فعالیت عضلات مختلف در هر یک از آزمون‌های بارگذاری و نیز بررسی نحوه فعالیت هر یک از عضلات در آزمون‌های مختلف بارگذاری در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف بود.

مواد و روش‌ها: در این بررسی گروه سنی (۱۸-۳۰) سال مورد مطالعه قرار گرفتند. در این مطالعه در حالت تعادلی استاتیک در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف (سطح خنثی، شیب مثبت، شیب منفی)، باری معادل ۷٪ وزن کل بدن از طریق اندام‌های فوقانی بر افراد نمونه اعمال می‌گردید و با ثبت سطحی فعالیت الکتریکی عضلات دلتوئید، گلوئوس ماگزیموس، مایل داخلی شکم و پاراسپاینال کمری، زمان شروع فعالیت (Onset Time)، سطح فعالیت (شاخص RMS) و مدت زمان فعالیت (Duration) محاسبه گردید.

یافته‌ها: نتایج تحقیق نشان داد که در آزمون‌های بارگذاری در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف، جهت جبران گشتاور فلکسوری حاصل از اعمال اغتشاش از سمت قدام، ابتدا عضلات خلف تنه (آگونست‌ها) فعال می‌شوند (Switch-on) و پس از آن عضلات قدام تنه (آنتاگونست‌ها) جهت جبران نیروهای واکنشی حاصل از فعالیت عضلات آگونست، فعال می‌گردند. در کلیه آزمون‌های بارگذاری عضله مایل داخلی شکم با وجود ایفای نقش آنتاگونستی، بیشترین سطح فعالیت را داشت و در آن هرگز، کاهش فعالیت (Shut-off) مشاهده نگردید. این امر می‌تواند دال بر نقش عضله مایل داخلی شکم به عنوان یکی از ثبات دهنده‌های اصلی تنه باشد.

نتیجه‌گیری و توصیه‌ها: از آنجایی که نوع سطح اتکاء بر روی زمان شروع فعالیت هر یک از عضلات و سطح و مدت زمان فعالیت آنها در آزمون‌های مختلف تأثیری نداشت می‌توان نتیجه گرفت که احتمالاً فعال شدن گیرنده‌های حس عمقی نواحی تنه و ستون فقرات در اثر اغتشاشات خارجی، تنها مسئول راه اندازی (Triggering) پاسخ‌های پاسچرال هستند و در تعیین نحوه فعالیت عضلات یعنی زمانبندی (Timing) و میزان بزرگی پاسخ (Scaling) نقشی ندارند.

مقدمه

ایجاد عوارض حاصله، مطالعه الگوی فعالیت عضلات ستون فقرات کمری و کمریندلگنی در افراد سالم (بدون علامت) جهت مقابله با انواع اغتشاشات (Perturbations) اعمال شده بر بدن، در شرایط مختلف محیطی به عنوان مبنای مطالعات بالینی، ضروری به نظر می‌رسد. بر همین اساس و با توجه به این که تنه در ضمن کارهای روزمره، در معرض انواع اغتشاشات خارجی (External Perturbations) از نوع غیر منتظره (Unexpected) قرار می‌گیرد در این تحقیق، پاسخ برخی از عضلات ستون فقرات کمری و کمریندلگنی افراد سالم مؤنث، جهت مقابله با بی ثباتی حاصل از اغتشاشات خارجی (بارگذاری از طریق اندام‌های فوقانی) بر روی سطوح اتکاء مختلف (سطح خنثی، شیب مثبت، شیب منفی) مورد مطالعه قرار گرفته است. یادآوری می‌گردد که از ویژگی‌های تحقیق حاضر این است که در آن فعالیت عضلات ثبات دهنده (Stabilizer Muscles) ستون فقرات کمری، همراه با عضلات کمریندلگنی (Lumbopelvic Muscles)، مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین نحوه فعالیت عضلات ثبات دهنده ستون فقرات در ضمن اعمال اغتشاش، بر روی سطوح اتکاء مختلف (سطح خنثی، شیب مثبت، شیب منفی) ارزیابی شده است. نیز نحوه انجام آزمون‌ها به گونه‌ای بوده است که افراد نمونه، از زمان و نحوه اعمال اغتشاش تا حد امکان بی اطلاع باشند تا اغتشاشات به صورت «غیر منتظره»، اعمال گردند.

مواد و روش‌ها

این تحقیق در تابستان و پاییز سال ۱۳۸۲ در مرکز تحقیقات الکتروفیزیولوژی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به شیوه شبه تجربی (Quasi-Experimental) و بر روی یک گروه آزمودنی از افراد سالم مؤنث، انجام پذیرفت. نمونه‌های مورد مطالعه، شامل ۲۰ نفر از خانم‌های سالم (بدون علامت) در گروه سنی (۳۰ - ۱۸) سال بودند که در سال تحصیلی ۸۳-۱۳۸۲ در دانشکده‌های علوم توانبخشی دانشگاه‌های علوم پزشکی تهران و ایران، مشغول به

امروزه کمردرد (Low back pain)، یکی از معضلات جامعه بشری است که مشکلات اجتماعی و اقتصادی قابل ملاحظه‌ای را به دنبال داشته است. طبق آمار کشورهای صنعتی میزان شیوع کمردرد، ۱۸٪ است و حدود (۷۰٪ - ۵۰٪) از افراد جامعه، حداقل برای یکبار در طول عمر خود، به کمردرد مبتلا می‌شوند و از نظر درصد ابتلای افراد جامعه، کمردرد پس از سرماخوردگی در رتبه دوم، قرار می‌گیرد. به گونه‌ای که در کشور آمریکا، هزینه‌های درمان کمردرد، ۱۵ تا ۵۰ بیلیون دلار در سال گزارش شده است (۱). در کشور ما، آمار دقیقی در این زمینه، وجود ندارد اما بدیهی است که درصد فراوانی از مراجعه کنندگان، به مراکز درمانی را بیماران مبتلا به کمردرد تشکیل می‌دهند تاکنون عوامل مختلفی از جمله «بی ثباتی ستون فقرات» (Spinal Instability) به عنوان علل کمردرد شناخته شده‌اند. به طور کلی ستون فقرات، یک ساختمان بی ثبات (Unstable) است و از آنجایی که در طول روز، تحت استرس و لودهای داخلی و خارجی متعددی قرار می‌گیرد می‌تواند به سهولت در معرض ضایعات بافتی مختلف، قرار گرفته و منجر به کمردرد گردد (۱). با توجه به بی‌ثباتی ذاتی ستون فقرات و نقش برجسته عضلات در تأمین آن، پر واضح است که عدم کفایت عملکرد عضلانی، مانع ایفای نقش‌های بیومکانیکال ستون فقرات و انجام مؤثر (Effective) و کارآمد (Efficient) فعالیت‌های هدفمند می‌گردد و در نهایت سبب اعمال استرس و لود بارگذاری بیش از حد بر روی مفاصل و لیگامان‌های ستون فقرات و باعث کمردرد می‌گردد. بر همین اساس به منظور ارزیابی تغییرات کنترل حرکتی (Motor control) و نحوه فعالیت عضلات و به دنبال آن «بی ثباتی ستون فقرات» در رابطه با کمردرد و طرح ریزی مؤثر برنامه‌های درمانی متناسب با علل و عوامل کمردرد و در قدم بعدی جهت ارزیابی تأثیر درمان‌های فیزیوتراپی، خصوصاً تمرین درمانی و اصلاح اختلالات موجود در ثبات و کنترل حرکتی ستون فقرات و جلوگیری از تشدید این اختلالات و

الکترومیوگرافی خام (raw EMG) از روی انولوپ خطی (Linear envelope)، محاسبه می‌گردید.

در آزمون‌های اصلی، باری معادل ۷٪ کل وزن بدن، از طریق اندام‌های فوقانی به صورت «غیر منتظره» بر افراد نمونه اعمال می‌گردید. در این تحقیق از مجموعه خاصی شامل یک میز و ضمام همراه با آن استفاده می‌شد تا اغتشاشات به صورت غیرمنتظره، اعمال گردند. در ضمن آزمون از فرد نمونه خواسته می‌شد که در یک انتهای میز بایستد و میله ای افقی را در دستان خود نگه دارد. بخش میانی این میله با طنابی در ارتباط بود که پس از عبور از سوراخ موجود در سطح فوقانی میز، از سیستم قرقره ای زیر میز عبور می‌نمود و در انتهای دیگر میز پس از عبور از قسمت حلقه مانند بخش Z شکل، به کیسه حاوی وزنه‌ها (معادل ۷٪ وزن بدن) ختم می‌شد. این کیسه بر روی سطح تکیه‌گاه یک چهارپایه قرار می‌گرفت. این سطح دارای یک منفذ دایره‌ای شکل بود که با استفاده از میله (Pin) توسط دریچه‌ای، بسته نگه داشته می‌شد. در زمان اعمال بار، با کشیدن میله توسط فرد آزمونگر، دریچه مذکور به واسطه یک سیستم گیوتونی باز می‌شد. با رها شدن کیسه، طناب کشیده می‌شد و اعمال بار به میله افقی و به دنبال آن به اندام‌های فوقانی فرد نمونه، انتقال می‌یافت. یادآوری می‌گردد که جهت تخمین محدوده زمانی اعمال اغتشاش، دینامومتری ساخت شرکت Medical Research Ltd کشور انگلستان، در مسیر طناب قرار داده می‌شد. نیز برای اینکه فرد نمونه از اتفاقاتی که در انتهای دیگر میز روی می‌دهد بی اطلاع باشد بر روی بخش میانی سطح فوقانی میز، یک صفحه یونولیت قرار داده می‌شد تا اینکه اعمال اغتشاش تا حد امکان به صورت غیر منتظره صورت پذیرد (شکل ۱).

این آزمون‌ها بر روی سطوح اتکاء مختلف (سطح خشی، شیب مثبت، شیب منفی) انجام پذیرفت. سطح خشی، سطح افقی بود و سطوح شیب‌دار دارای شیب ۲۰ درجه بودند به گونه‌ای که مفاصل مچ پا ضمن ایستادن بر روی شیب مثبت، در وضعیت پلانتر فلکسیون (Plantar Flexion) یا Toe-down قرار می‌گرفتند و ضمن ایستادن بر روی شیب منفی، در وضعیت دورسی فلکسیون (Dorsiflexion) یا Toe-up قرار می‌گرفتند.

تحصیل بودند. این افراد به صورت غیر احتمالی (Nonprobability) و به روش نمونه‌گیری ساده (Convenient Sampling) انتخاب شده بودند.

پس از احراز شرایط لازم توسط نمونه‌ها و آشنایی آنها با مراحل تحقیق و اعلام موافقت خود به صورت امضای رضایت نامه کتبی و جمع آوری اطلاعات جامعه شناختی (قد، وزن و ...)، الکتروگذاری بر روی عضلات دلتوئید (Deltoid)، گلوئوس ماگزیموس (Gluteus Maximus)، مایل داخلی شکم (Internal Oblique abdominis) و پاراسپاینال کمری (Lumbar Paraspinal)، به شیوه Hodges و Richardson (۲، ۳) در سمت غالب بدن انجام می‌پذیرفت. به این ترتیب که الکترودهای فعال (Active) و مرجع (Reference) به فاصله ۲ سانتیمتر از یکدیگر و به موازات فیبرهای عضلات در بخش میانی بالک عضله دلتوئید (۳)، ربع فوقانی خارجی عضله گلوئوس ماگزیموس (۴، ۵) بخش دیستال عضله مایل داخلی شکم یعنی ۲ سانتیمتر پایین تر از خط اتصال‌دهنده خارهای خاصره‌ای قدامی فوقانی (ASIS) و به موازات آن (۲) و بر روی عضلات پاراسپاینال کمری یعنی خط اتصال‌دهنده زائده خاری (Spinous Process) مهره اول کمر (L₁) و خار خلفی فوقانی ایلیاک (PSIS) هم سطح با فضای بین مهره‌های چهارم (L₄) و پنجم کمر (L₅)، نصب می‌شدند. دستگاه الکترومیوگرافی مورد استفاده در این تحقیق، دستگاه چهار کاناله Toennies مدل Neuroscreen ساخت کشور آلمان بود. پارامترهای ثبت الکترومیوگرافیک به گونه‌ای تنظیم می‌شدند که فرکانس نمونه برداری (Sampling Frequency) برابر با (۵۰۰۰ - ۵) هرتز بود. مدت زمان ثبت، ۱۰ ثانیه و مبنای زمان (Time Base)، ۱۵۰ میلی ثانیه بود. حساسیت (Sensitivity) در افراد مختلف برای هر یک از کانالها، بنا به نوع عضله، به صورت جداگانه تنظیم می‌شد. پس از ثبت سطحی فعالیت عضلات مذکور، جهت آنالیز سیگنالهای الکترومیوگرافی، مقادیر عددی آنها به نرم افزار EXCEL نسخه (XP) انتقال می‌یافت و زمان شروع فعالیت (Onset Time)، سطح فعالیت عضلات (RMS) و مدت زمان فعالیت آنها (Duration) با در نظر گرفتن سیگنال بازسازی شده

یافته‌ها

پس از انتقال مقادیر عددی سیگنال‌های ثبت شده الکترومیوگرافی خام، توسط نرم افزار Notepad به نرم افزار Excel و محاسبه زمان شروع فعالیت (Onset Time)، سطح

فعالیت (شاخص RMS) و مدت فعالیت (شاخص duration) هر یک از عضلات مورد مطالعه، اطلاعات حاصل، مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار می‌گرفت. قبل از شروع آنالیزی آماری، جهت بررسی توزیع متغیرهای کمی با توزیع نظری نرمال، از آزمون Kolmogorov- Smirnov استفاده شد.



شکل ۱- مجموعه مورد استفاده در این تحقیق.

نتایج آزمون‌های آماری نشان داد که بین زمان شروع فعالیت عضلات مختلف (جدول شماره ۱) به استثنای آزمون بارگذاری در وضعیت ایستاده بر روی شیب منفی و بین سطح فعالیت (جدول شماره ۲) آنها در آزمون‌های مختلف بارگذاری، اختلاف معنی‌داری وجود دارد ($P < 0/05$). ولی بین مدت زمان فعالیت عضلات مختلف (جدول شماره ۳)، اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($P > 0/05$).

بر اساس این آزمون، همه داده‌ها، توزیع نرمال داشتند. به طور کلی در این تحقیق، دو هدف عمده دنبال می‌شد:

- ۱- مقایسه زمان شروع فعالیت، سطح فعالیت و مدت فعالیت عضلات مختلف در هر یک از آزمون‌های بارگذاری.
- ۲- مقایسه زمان شروع فعالیت، سطح فعالیت و مدت فعالیت هر یک از عضلات در آزمون‌های مختلف بارگذاری چون هر یک از نمونه‌ها، به صورت تصادفی، تحت آزمون‌های متعدد قرار می‌گرفت جهت بررسی موارد مذکور از آزمون آماری Repeated Measurement استفاده شد.

جدول ۱- مقایسه مقادیر میانگین زمان شروع فعالیت عضلات مورد مطالعه به دنبال اعمال بار در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف با

استفاده از آزمون Repeated Measure

عضلات	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی داری (p-value)
گلو تنوس ماگزیموس- مایل داخلی شکم	-۲۲/۴۲۱	۱۱/۸۵۰	۰/۰۷۵
گلو تنوس ماگزیموس- پارا اسپاینال کمری	۶/۷۸۹	۵/۷۲۱	۰/۲۵۱
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۲۹/۲۱۱	۱۲/۲۰۶	۰/۰۲۸ *
گلو تنوس ماگزیموس- مایل داخلی شکم	-۱۲/۱۸۸	۱۵/۳۷۵	۰/۴۴۰
گلو تنوس ماگزیموس- پارا اسپاینال کمری	۱۳/۸۷۵	۱۱/۵۴۱	۰/۲۴۸
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۲۶/۰۶۳	۸/۶۴۱	۰/۰۰۹ *
گلو تنوس ماگزیموس- مایل داخلی شکم	-۱۵/۵۸۸	۱۸/۶۳۰	۰/۴۱۵
گلو تنوس ماگزیموس- پارا اسپاینال کمری	۷۷/۶۴۷	۴۶/۵۷۵	۰/۱۱۵
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۹۳/۲۳۵	۴۹/۵۲۰	۰/۷۸۰

جدول ۲- مقایسه مقادیر میانگین سطح فعالیت عضلات مورد مطالعه به دنبال اعمال بار در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف با استفاده از

آزمون Repeated Measure

عضلات	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی داری (p-value)
گلو تنوس ماگزیموس- مایل داخلی شکم	-۱۹/۵۲۹	۶/۴۷۸	۰/۰۱۱ *
گلو تنوس ماگزیموس- پارا اسپاینال کمری	-۴/۶۷۸	۲/۴۳۷	۰/۰۷۹
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۱۴/۸۵۲	۵/۷۵۱	۰/۰۲۴ *
گلو تنوس ماگزیموس- مایل داخلی شکم	-۱۷/۹۰۵	۴/۰۶۱	۰/۰۰۱ **
گلو تنوس ماگزیموس- پارا اسپاینال کمری	-۱۰/۷۱۴	۱/۳۸۷	۰/۰۰۰ ***
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۷/۱۹۱	۴/۱۳۵	۰/۱۰۶
گلو تنوس ماگزیموس- مایل داخلی شکم	-۱۲/۶۶۵	۴/۴۷۱	۰/۰۱۵ *
گلو تنوس ماگزیموس- پارا اسپاینال کمری	-۱۰/۸۵۹	۳/۱۰۱	۰/۰۰۴ **
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۱/۸۰۵	۴/۵۶۸	۰/۷۰۰

در مورد مقایسه نحوه فعالیت هر یک از عضلات در آزمون‌های مختلف بارگذاری، طبق نتایج موجود در جداول شماره ۴، ۵ و ۶ بین مقادیر میانگین زمان شروع فعالیت، سطح فعالیت و مدت فعالیت هر یک از عضلات مورد مطالعه در آزمون‌های مختلف بارگذاری، در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف (سطح خنثی، شیب مثبت، شیب منفی)

اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ($P > 0.05$). توالی فعالیت عضلات مختلف، سطح فعالیت و مدت فعالیت آنها در آزمون‌های مختلف اعمال بار در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف به ترتیب در نمودارهای شماره ۱، ۲ و ۳ نمایش داده شده است.

جدول ۳- مقایسه مقادیر میانگین مدت زمان فعالیت عضلات مورد مطالعه به دنبال اعمال بار در ضمن ایستادن بر روی سطوح اتکاء مختلف با استفاده از آزمون Repeated Measure

عضلات	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی‌داری (P-value)
گلو تنوس ماگزیموس - مایل داخلی شکم	-۳۴/۳۸۵	۱۹/۶۹۱	۰/۱۰۶
گلو تنوس ماگزیموس - پارا اسپاینال کمری	-۱۸/۶۹۲	۱۴/۲۳۷	۰/۲۱۴
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۱۵/۶۹۲	۱۸/۲۲۴	۰/۴۰۶
گلو تنوس ماگزیموس - مایل داخلی شکم	-۹/۲۱۴	۲۰/۲۴۸	۰/۶۵۷
گلو تنوس ماگزیموس - پارا اسپاینال کمری	۳/۶۴۳	۱۶/۱۴۵	۰/۸۲۵
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۱۲/۸۵۷	۱۳/۷۷۷	۰/۳۶۸
گلو تنوس ماگزیموس - مایل داخلی شکم	-۵/۸۴۶	۲۶/۱۳۷	۰/۸۲۷
گلو تنوس ماگزیموس - پارا اسپاینال کمری	۹/۳۰۸	۲۱/۶۸۳	۰/۶۷۵
مایل داخلی شکم - پارا اسپاینال کمری	۱۵/۱۵۴	۲۰/۱۶۸	۰/۴۶۷

جدول ۴- مقایسه مقادیر میانگین زمان شروع فعالیت هر یک از عضلات مورد مطالعه، به دنبال اعمال بار، در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء

مختلف با استفاده از آزمون Repeated Measure

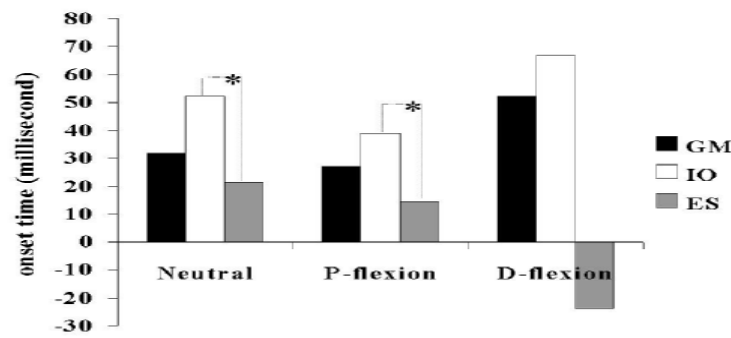
سطوح	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی‌داری (P-value)
شیب منفی - شیب مثبت	۱۵/۲۳۵	۱۹/۶۳۹	۰/۴۴۹
شیب منفی - سطح خنثی	۱۲/۱۷۶	۱۸/۰۲۰	۰/۵۰۹
شیب مثبت - سطح خنثی	-۳/۰۵۹	۱۶/۲۳۲	۰/۸۵۳
شیب منفی - شیب مثبت	۲۹/۷۶۹	۱۶/۷۵۹	۰/۱۰۱
شیب منفی - سطح خنثی	۶/۸۴۶	۱۷/۵۹۳	۰/۷۰۴
شیب مثبت - سطح خنثی	-۲۲/۹۲۳	۱۶/۷۷۶	۰/۱۹۷
شیب منفی - شیب مثبت	-۳۸/۳۵۰	۴۴/۰۸۹	۰/۳۹۵
شیب منفی - سطح خنثی	-۴۵/۱۵۰	۴۸/۱۰۸	۰/۳۶۰
شیب مثبت - سطح خنثی	-۶/۸۰۰	۱۲/۲۱۲	۰/۵۸۴

جدول ۵- مقایسه مقادیر میانگین سطح فعالیت هر يك از عضلات مورد مطالعه، به دنبال اعمال بار، در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف با استفاده از آزمون Repeated Measure.

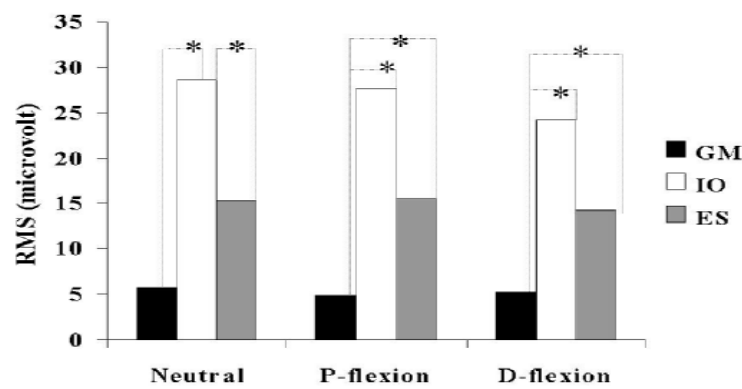
سطوح	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی داری (p-value)	
شیب منفی - شیب مثبت	۰/۷۶۴	۱/۱۴۴	۰/۵۱۶	گلو تئوس ماگزیوموس
شیب منفی - سطح خنثی	-۱/۱۰۴	۲/۱۰۹	۰/۶۱۰	
شیب مثبت - سطح خنثی	-۱/۸۶۷	۱/۲۲۲	۰/۱۵۱	
شیب منفی - شیب مثبت	-۶/۶۹۲	۴/۷۶۰	۰/۱۹۳	مایل داخلی شکم
شیب منفی - سطح خنثی	-۵/۷۸۳	۶/۸۵۱	۰/۴۲۱	
شیب مثبت - سطح خنثی	۰/۹۰۹	۸/۳۳۲	۰/۹۱۶	
شیب منفی - شیب مثبت	-۰/۵۷۱	۲/۲۰۶	۰/۷۹۹	پاراسپینال کمری
شیب منفی - سطح خنثی	-۱/۴۸۹	۲/۹۶۱	۰/۶۲۲	
شیب مثبت - سطح خنثی	-۰/۹۱۸	۲/۹۹۱	۰/۷۶۳	

جدول ۶- مقایسه مقادیر میانگین مدت زمان فعالیت هر يك از عضلات مورد مطالعه، به دنبال اعمال بار، در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف با استفاده از آزمون Repeated Measure.

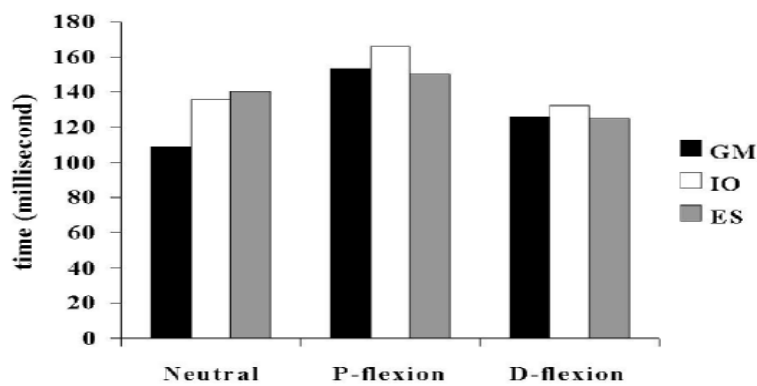
سطوح	اختلاف میانگین	خطای استاندارد	سطح معنی داری (p-value)	
شیب منفی - شیب مثبت	-۳۳/۵۰۰	۱۹/۱۲۲	۰/۱۰۳	گلو تئوس ماگزیوموس
شیب منفی - سطح خنثی	۷/۵۷۱	۲۳/۳۶۱	۰/۷۵۱	
شیب مثبت - سطح خنثی	۴۱/۰۷۱	۲۲/۰۰۸	۰/۰۸۵	
شیب منفی - شیب مثبت	-۴۲/۴۰۰	۲۹/۶۴۴	۰/۱۸۶	مایل داخلی شکم
شیب منفی - سطح خنثی	۵/۱۰۰	۳۰/۷۰۳	۰/۸۷۲	
شیب مثبت - سطح خنثی	۴۷/۵۰۰	۲۵/۳۱۲	۰/۰۹۳	
شیب منفی - شیب مثبت	-۳۳/۵۰۰	۱۶/۹۶۱	۰/۰۶۷	پاراسپینال کمری
شیب منفی - سطح خنثی	-۲۵/۸۱۳	۲۳/۱۰۲	۰/۲۸۱	
شیب مثبت - سطح خنثی	۷/۶۸۸	۲۰/۰۰۴	۰/۷۰۶	



نمودار ۱- بررسی زمان شروع فعالیت عضلات مورد مطالعه به دنبال اعمال بار در حالت تعادلی استاتیک بر روی سطوح اتکاء مختلف



نمودار ۲- بررسی سطح فعالیت عضلات مورد مطالعه (شاخص RMS) به دنبال اعمال بار در حالت تعادلی استاتیک بر روی سطوح اتکاء مختلف



نمودار ۳- بررسی مدت زمان فعالیت عضلات مورد مطالعه (شاخص duration) به دنبال اعمال بار در حالت تعادلی استاتیک بر روی سطوح اتکاء مختلف.

بحث

(Multifudi)، بخشی از سیستم عضلانی لوکال را تشکیل می‌دهند (۸، ۹). طبق این تقسیم بندی، نقش عضلات لوکال و عمقی ستون فقرات، کنترل رابطه بین سگمان‌های مهره‌ای و تثبیت آنها و افزایش سفتی (Stiffness) و ثبات ستون فقرات می‌باشد که توسط فرضیه آقای Panjabi هم مورد تأیید قرار گرفته است (۹). عضله عرضی شکم بیش از این توسط Hodges و Richardson، به عنوان یک «ثبات‌دهنده موضعی» یا "Local Stabilizer" در پاسخ به اغتشاشات حاصل از حرکات ارادی اندام‌های بدن مورد بررسی قرار گرفته است. در تحقیقات آنها، فعالیت عضله عرضی شکم، همیشگی و مستقل از جهت حرکت اندام‌ها و صفحه اغتشاش بود و عضله مایل داخلی شکم با فاصله زمانی اندکی، پس از عضله عرضی شکم فعال می‌شد (۱۰، ۱۱، ۱۲). بر همین اساس و طبق شواهد موجود در تحقیق حاضر، می‌توان عضله مایل داخلی شکم را به عنوان یکی از «ثبات‌دهنده» های اصلی تنه برای مقابله با اغتشاشات اعمال‌شده در صفحه ساجیتال در نظر گرفت.

یادآوری می‌شود که فاشیای توراکولومبار از سه لایه فاشیایی (لایه‌های خلفی، میانی و قدامی) و آپونویروزیس (Aponeurosis) چندین عضله مثل عضله عرضی شکم، عضله مایل داخلی شکم (Transverse Abominis)، لاتیسیموس دورسی (Latissimus dorsi)، سراتوس خلفی (Serratus Posterior)، سراتوس تحتانی (Serratus inferior)، گلوئتوس ماگزیموس و کوادراتوس لومبوروم (Quadratus lumborum) تشکیل شده است. لایه خلفی که به زواید خاری مهره‌های کمر متصل می‌شود خود دارای دو تیغه (Lamina) است که عبارتند از تیغه‌های سطحی و عمقی. جهت فیبرهای تیغه سطحی به سمت پایین و داخل و جهت فیبرهای تیغه عمقی به سمت بالا و داخل است. بنابراین تنش (Tension) ایجاد شده در فیبرهای مایل تیغه‌های سطحی و عمقی لایه خلفی فاشیا در دو جهت مخالف یکدیگر به طرف بالا و پایین، به طرف زواید خاری ستون فقرات کمری انتقال می‌یابد و منجر به دو بردار نیرو می‌شود که مانع از جدا شدن زواید خاری مهره‌های کمری از یکدیگر می‌گردد و بنابراین با هر گونه فلکسیون (Flexion) مهره‌ها مقابله می‌شود (۱۳). تیغه‌های سطحی و عمقی لایه خلفی به عضله عرضی شکم

همانطور که ذکر شد در این تحقیق، آزمون‌های بارگذاری بر روی سطوح اتکاء مختلف (سطح خشی، شیب مثبت، شیب منفی) انجام پذیرفت. طبق نمودار شماره ۱ در کلیه آزمون‌های بارگذاری، توالی فعالیت عضلات مورد مطالعه (زمانبندی) به گونه‌ای بود که ابتدا عضلات پاراسپاینال کمری، سپس گلوئتوس ماگزیموس و در نهایت عضله مایل داخلی شکم، فعال می‌گردید. در واقع در این آزمون‌ها با اعمال بار از سمت قدام بدن و جابجایی مرکز ثقل بدن به سمت قدام، یک گشتاور فلکسوری بر تنه اعمال می‌گردید و عضلات خلف تنه (پاراسپاینال کمری و گلوئتوس ماگزیموس) که در وضعیت کشیده قرار می‌گرفتند، عضلات آگونیست (Agonist) محسوب می‌شدند (۶، ۷) و در ابتدا جهت جبران گشتاور فلکسوری اعمال شده و ممانعت از جابجایی بیشتر مرکز ثقل بدن به سمت قدام، فعال می‌شدند (Switch-on) و پس از آن، عضلات قدامی (مایل داخلی شکم) که به دنبال اعمال بار از سمت قدام تنه، در وضعیت کوتاه شده قرار می‌گرفتند و نقش عضلات آنتاگونیست (Antagonist) را ایفاء می‌نمودند (۶، ۷) جهت جبران نیروهای واکنشی حاصل از فعالیت عضلات خلفی، فعال می‌گردیدند (Switch-on). با وجود این که عضلات قدام تنه در ابتدا، در وضعیت کوتاه شده قرار می‌گرفتند و نقش عضلات آنتاگونیست را بازی می‌نمودند هیچ‌گونه کاهش فعالیت در عضله مایل داخلی شکم مشاهده نشد. با توجه به نقش عضله مایل داخلی شکم در افزایش فشار داخلی شکم و ایجاد تانسیون (Tension) در فاشیای توراکولومبار (Thoraculambar Fascia)، این عدم کاهش فعالیت در عضله مایل داخلی شکم را می‌توان به عنوان نوعی مقابله با «بی‌ثباتی ستون فقرات» در نظر گرفت. به علاوه در تقسیم بندی عضلات تنه بر اساس نقش‌های بیومکانیکال آنها به دو گروه عضلات موضعی یا لوکال (Local) و عضلات کلی یا گلوبال (Global) که توسط Begmark (سال ۱۹۸۹) ارائه شده است، فیبرهای خلفی عضله مایل داخلی شکم که با فاشیای توراکولومبار در ارتباط هستند به همراه عضلات عرضی شکم (Transverse Abominis) و مولتی فیدوس

ناگهانی بار باشد به گونه‌ای که یک الگوی تغییر و دگرگونی از فعالیت آگونیست به آنتاگونیست مشاهده نگردد. Tesh و همکارانش در سال ۱۹۸۷، Garanata و همکارانش در سال ۱۹۹۵، Krajcraski و همکارانش در سال ۱۹۹۷، Stokes و همکارانش در سال ۲۰۰۰ در طی تحقیقات خود انقباض همزمان عضلات (Cocontraction) را در ضمن اعمال اغتشاش خارجی « غیر منتظره » مشاهده نمودند (۱۷).

طبق نمودار شماره ۳ سطوح فعالیت عضلات مورد مطالعه (شاخص RMS) در کلیه آزمون‌های اعمال بار به گونه‌ای بود که سطح فعالیت عضله مایل داخلی شکم، بیشتر از همه و سطح فعالیت عضله گلوئتوس ماگزیموس، کمتر از همه بود. این امر باز هم با توجه به نقش ثبات دهنده‌گی عضله مایل داخلی شکم به دلیل اتصالات عمقی آن به فاشیای توراکولومبار، قابل توجیه می‌باشد. به عبارت دیگر، عضله مایلی داخلی شکم با وجود این که در آزمون‌های مذکور، نقش عضله آنتاگونیست را ایفا می‌نمود ولی به عنوان یکی از عضلات اصلی «ثبات دهنده» تنه، جهت افزایش سفتی ستون فقرات با سطح بالایی از فعالیت وارد عمل می‌شد. حداقل سطح فعالیت در عضله گلوئتوس ماگزیموس می‌تواند به این دلیل بوده باشد که از یک سو، عمده گشتاور فلکسوری اعمال شده بر فرد نمونه به دنبال اعمال اغتشاش از طریق اندام‌های فوقانی در ستون فقرات ایجاد گردیده است و گشتاور مذکور در نواحی مفاصل هیپ، چندان قابل ملاحظه نبوده است. بدیهی است که بدون آنالیز حرکت (Motion Analysis) و محاسبه دامنه حرکتی ایجاد شده در هر یک از مفاصل، نمی‌توان در این مورد با قطعیت نظر داد. بنابراین جهت جبران این گشتاور فلکسوری لازم نبوده است که عضله گلوئتوس ماگزیموس با سطح بالایی از فعالیت وارد عمل شود، از سویی دیگر با توجه به این که عضله گلوئتوس ماگزیموس نسبت به عضلات پاراسپاینال کمتری، دارای بازوی اهرمی بزرگتری می‌باشد بایستی نسبت به این عضلات دارای فعالیت کمتری می‌بود. در ضمن، از آنجایی که عضله گلوئتوس ماگزیموس و نیز پاراسپاینال کمتری جهت کنترل گشتاور فلکسوری حاصل از بارگذاری از سمت قدام تنه، با انقباض اکستریک (eccentric) وارد عمل می‌شدند بایستی نرخ آتش واحدهای

اتصال می‌یابند. تیغه سطحی علاوه بر عضله عرضی شکم با آپونوویروزیس عضلات لاتیسموس دورسی، گلوئتوس ماگزیموس و تراپزیوس (Trapezius) ممتد می‌گردد (۱۴) و تیغه عمقی علاوه بر عضله عرضی شکم با عضلات مایل داخلی شکم، سراتوس خلفی و تحتانی ارتباط دارد (۱۵). بنابراین فاشیای توراکولومبار، به صورت غیر مستقیم محلی را برای اتصال عضلات مذکور به زواید خاری مهره‌های فقرات کمتری فراهم می‌آورد (۱۶). از آنجایی که عضله مایل داخلی شکم با تیغه عمقی لایه خلفی فاشیای توراکولومبار در ارتباط است انقباض این عضله، سبب افزایش تنش در فاشیای توراکولومبار می‌شود. این افزایش تنش خصوصاً در لایه خلفی فاشیا مانع جدا شدن خارهای مهره‌ای در جهت فلکسیون مهره‌ها می‌گردد این امر عیناً در بارگذاری از طریق اندام‌های فوقانی که سبب اعمال یک گشتاور فلکسوری به تنه می‌گردد به وقوع می‌پیوندد. فعالیت عضلات مایل داخلی شکم با وجود نقش آنتاگونیستی آن در آزمون‌های بارگذاری در این تحقیق، دال بر این قضیه است.

همانطور که در جدول شماره (۱) ملاحظه می‌شود تنها در آزمون بارگذاری در وضعیت ایستاده بر روی شیب منفی، بین زمان شروع فعالیت عضلات قدامی و خلفی تنه، هیچ گونه اختلاف معنی‌داری وجود نداشت؛ به عبارت دیگر در این حالت، عضلات آنتاگونیست (مایل داخلی شکم) و آگونیست (پاراسپاینال کمتری و گلوئتوس ماگزیموس) تقریباً به صورت همزمان، فعال می‌شدند. علت این امر می‌تواند افزایش سفتی (Stiffness) ستون فقرات و ثبات آن در وضعیت ایستاده بر روی شیب منفی باشد؛ زیرا از یک سو به دلیل وضعیت قرارگیری اندام‌های فوقانی و میله افقی در قدام بدن و به دنبال آن جهت جبران گشتاور فلکسوری حاصله و جلوگیری از جابجایی مرکز ثقل بدن به قدام، تون پاسچرال (Postural Tone) در عضلات خلفی، افزایش می‌یافت و از سوی دیگر به دلیل قرارگیری فرد بر روی شیب منفی و جابجایی مرکز ثقل بدن به خلف، تون پاسچرال در عضلات قدامی هم افزایش می‌یافت. این موارد، منجر به افزایش سفتی ستون فقرات می‌گردید که می‌توانست دلیلی برای انقباض همزمان عضلات آگونیست و آنتاگونیست به دنبال اعمال

(۴)، (۵) و (۶) نوع سطح اتکاء بر روی زمان شروع فعالیت، سطح فعالیت و مدت فعالیت هیچ یک از عضلات مورد مطالعه در آزمون‌های بارگذاری تأثیری نداشت. این امر می‌تواند به دلیل میزان شیب سطوح شیب‌دار مثبت و منفی بوده باشد، به عبارت دیگر شاید میزان شیب (۲۰درجه) جهت ایجاد مداخله در نحوه فعالیت عضلات چندان موثر نبوده است. دلیل دوم می‌تواند میزان بار اعمال شده جهت اعمال اغتشاش (۷٪ وزن کل بدن) باشد یعنی ممکن است با افزایش میزان بار اعمال شده، تغییری در نحوه رفتار عضلات مورد مطالعه و پارامترهای الکترومیوگرافیک آنها مشاهده گردد. دلیل سوم می‌تواند نحوه عملکرد گیرنده‌های حسی عمقی (proprioceptors) نواحی ستون فقرات کمری و گیرنده‌های موجود در احشاء شکمی باشد؛ به این معنا که چون اعمال اغتشاش از طریق تحریک گیرنده‌های حس عمقی موجود در نواحی ستون فقرات و به دنبال آن، ارسال پیام به سیستم اعصاب مرکزی، آغاز و کنترل می‌گردد با توجه به عدم وجود اختلاف معنی‌دار بین پارامترهای الکترومیوگرافیک یک عضله در آزمون‌های متعدد می‌توان چنین فرض نمود که شاید فعال شدن گیرنده‌های حس عمقی نواحی ستون فقرات به دنبال اعمال اغتشاشات خارجی به گونه‌ای است که بر خلاف گیرنده‌های موجود در فواصل مسج پا (۲۰) تنها در راه‌اندازی و برانگیختن (Triggering) پاسخ‌های پاسچرال، نقش دارند ولی در نحوه فعالیت عضلات پاسچرال و پارامترهای آن (مثل زمانبندی، دامنه پاسخ بارز و یا گشتاور ایجاد شده) نقشی ندارند یعنی در زمانبندی (Timing) و درجه بندی (Scaling) پاسخ‌های پاسچرال متناسب با اغتشاش اعمال شاه شرکت نمی‌کنند. به عبارت دیگر، تحریک گیرنده‌های حس عمقی موجود در ستون فقرات و تنه در تمام حالات بارگذاری، باعث برانگیختگی (Triggering) تعداد خاصی از عضلات می‌شود اما زمانی که ویژگی‌های اعمال اغتشاش، تغییر می‌نماید پارامترهای پاسخ‌های پاسچرال حاصل از تحریک این گیرنده‌ها، تغییر چشمگیری نمی‌کند.

حرکتی‌شان، نسبت به عضله مایل داخلی شکم کمتر می‌بود (۴ و ۱۳) و سطح پایین‌تری از فعالیت را دارا می‌بودند. طبق جدول شماره (۳)، بین مقادیر میانگین مدت زمان فعالیت عضلات مورد مطالعه، اختلاف معنی‌داری وجود داشت. شاید این مورد، به دلیل وجود نیاز به یک «مکانیسم میرا» در نتیجه فعالیت دو گروه عضلات آگونیست و آنتاگونیست کمر، از لحظه اعمال اغتشاش تا پایان نوسانات بدن، جهت به تعادل رساندن مرکز ثقل بدن در صفحه ساجیتال، باشد. به بیان دیگر، به دنبال اعمال بار از طریق اندام‌های فوقانی «موگدهای الگوی مرکزی» یا CPGs که در واقع همان مدارهای ایتر نورونی واقع در نخاع، جهت ایجاد برنامه‌های حرکتی هستند (۱۹) به گونه‌ای فعال می‌شدند که انقباض عضلات دو گروه آگونیست و آنتاگونیست برای ایجاد یک سفتی یکپارچه و مقابله با نوسانات قدامی - خلفی تا مرحله «میرایی» یا از بین رفتن نوسانات، تداوم یابد. در واقع شاید این نحوه فعالیت عضلات، بهترین راه جلوگیری از اغتشاشات داخلی حاصل از فعال شدن عضلات و حفظ تعادل در خط وسط بدن باشد به طوری که عمل «میرایی» نوسانات، با افت تدریجی سطح انقباض و خاتمه (turn-off) همزمان فعالیت آگونیست و آنتاگونیست همراه گردد. این مورد با مشاهده burst of activity در مطالعه Radebold بر روی عضلات اکستانسوری تا مرحله خاموشی، قابل توجیه است (۶، ۷).

با عنایت به اینکه با قرارگیری فرد بر روی سطوح شیب‌دار مثبت و منفی مواردی مثل محل قرارگیری مرکز ثقل بدن، ارتفاع مرکز ثقل و تصویر عمودی آن بر روی «محدوده ثبات» یا (Limits of stability) و به دنبال آن «تون پاسچرال» عضلات تغییر می‌نماید و با توجه به تغییر الزامات اعمال شده بر عضلات، بایستی نحوه پاسخ عضلات مورد مطالعه، در ضمن بارگذاری در وضعیت ایستاده بر روی سطوح اتکاء مختلف هم تغییر نماید. اما طبق نتایج موجود در جداول شماره

منابع

1. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part1: Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 1992; 5(4): 383-389.
2. NG JK-F, kippers V, Richardson CA. Muscle Fiber orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1998; 38:51: 58.
3. NG JK-F, kippers V, Parnianpour M , Richardson CA. EMG activity normalization for trunk muscles in subjects with and without back pain. *Medicine & Science in Sport and Exercise*. 2002 , February :1082-1086.
4. Soderberg GL. Manual of surface electromyography for use in the occupational setting. Us department of health and human service: NIOSH publication, 1989 .
5. Kankaanpaa M, Taimela S, Lacksonen D and et al. Back and extensor fatigability in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998; 79: 412-417.
6. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals in patients with chronic low back pain. *Spine*, 2000; 25(8): 947-954.
7. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer K, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed response time in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 2001; 26(7): 724-30.
8. Begmark A. Stability of the lumbar Spine: A Study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 1989; 230(60): 20-24.
9. Richardson CA, Jull G, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain. *Scientific basis and clinical approach*. Churchill Livigstone. 1999: 3-20.
10. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of abdominal muscles associated with movement of lower limb. *Physical Therapy*, 1997; 77(2): 132-144.
11. Hodges PW, Richardson CA. Feed-forward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res*, 1997; 114: 362-370.
12. Hodges PW, Richardson CA. Transverse abdominis muscles are controlled independently in a postural task. *Neuroscience Letter*, 1999; 265: 91-4.
13. Kisner C, Colby LA .Therapeutic exercise Foundation and techniques. Third Ed. F. A. Davis Company Philadelphia, 2002.
14. Vleeming A, Moony V, Dorman T and et al. Movement Stability & low back pain: The essential role of pelvis. Churchill Livingstone, 1997.
15. Twomey LT, Taylor JR. Physical therapy of the low back, third Ed. Churchill Livingstone, 2000.
16. Kankaanpaa M, Taimela S, Lacksonen D and et al. Back and extensor fatigability in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998; 79: 412-417.
17. Brown SHM, Haumann ML, Potvin JR. The response of leg and trunk muscles to sudden unloading of the hands: Implication for balance and spine stability. *Clinical Biomechanics*, 2003 (November); 18(9): 812-820.
18. Kisner C, Colby LA .Therapeutic exercise Foundation and techniques. Third Ed. F. A. Davis Company Philadelphia, 2002.
19. Shumway- Cook A, Woollcott MH. Motor control: Theory and practical applications, Secound ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2001: 9-22.
20. Inglis JT, Horak FB, Shupert CL, Jones-Rycewiz C. The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. *Exp Brain Res*, 1994; 101: 159-164.