بررسی زمان شروع فعالیت عضلات تنه حین فرود آمدن از ارتفاع ٤٠ سانتی متری در افراد سالم

کمال رضایی[1*]، علی امیری[2]، محمدعلی سنجری[3]، علی‌اشرف جمشیدی[4]، نادر معروفی[5]

چکیده

هدف: فعالیت عضلات تنه برای حفظ ثبات ستون مهره‌ای کمری بدلیل بی ثباتی ذاتی ساختارهای آن بخش از ستون مهره‌ای ضروری می‌باشد. همچنین ثبات تنه برای همه حرکات اندمها لازم است. به منظور بررسی عملکرد سیستم عصبی مرکزی در هنگام فرود بر روی ثبات تنه، زمان وارد عمل شدن عضلات تنه در حین فرود آمدن مورد بررسی قرار گرفت.

روش بررسی: در این مطالعه شبه تجربی برای انجام آزمون ۱۵ نفر مرد سالم بدون سابقه بیماری یا آسیب خاص در ناحیه کمر مورد مطالعه قرار گرفتند. الکترومیوگرافی عضلات گلوتئوس مدیوس، ارکتور اسپاینا و مایل داخلی که شامل پارامتر زمان شروع فعالیت عضلانی در حین فرود از ارتفاع بود، مورد بررسی قرار گرفت. تکلیف فرود آمدن از جعبه‌ای به ارتفاع ۴۰ سانتی متر انجام شد. بطور همزمان لحظه برخورد پا با زمین هم به کمک صفحه حساس به لمس تعیین شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که فعالیت عضلات تنه قبل از تماس اولین نقطه از پا با زمین بود.

نتیجه‌گیری: سیستم عصبی مرکزی با انقباض عضلات تنه ثبات بدن را حفظ و از این طریق در مقابل اغتشاشات ناشی از فرود مقاومت می‌کند.

کلید واژه‌ها: شروع فعالیت، عضلات تنه، فرودآمدن

دریافت مقاله: ۹۲/۰۹/۰۵ پذیرش مقاله: ۹۲/۱۱/۰۷

۱ـ دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
۲ـ استادیار دپارتمان فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
۳ـ استادیار دپارتمان فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
٤ـ استادیار دپارتمان فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران
٥ـ استادیار دپارتمان فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران

*** آدرس نویسنده مسئول:**
خیابان میرداماد، خیابان شاه نظری، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران
*** تلفن:** ۰۲۱-۲۲۲۲۸۰۵۱
*** رایانامه:** Amiri.alipt10@yahoo.com

مقدمه

در نتیجه بی‌ثباتی ذاتی ستون مهره‌ای سیستم عصبی مرکزی باید از طریق سیستم عضلانی ثبات ستون مهره‌ای را فراهم کند. یک راهکار برای ارزیابی این مکانیسم بررسی پاسخ عضلات تنه به نوسانات وارده به آن می‌باشد. (۱) کنترل فرود مستلزم هماهنگی سگمان‌های حرکتی مختلف است. فرض بر اینست که کنترل عضلات مختلف یا چرخش‌های مفصلی در حین فرود باعث جابجایی مطلوب مرکز جرم بدن یا بزرگی بردار نیروی عکس العمل زمین می‌شود بنابراین هماهنگی همزمان درجات آزادی مختلف باعث می‌شود که بصورت سینرژی[1] و به عنوان یک واحد عمل کنند.(۲) اطلاعات الکترمیوگرافی، کینماتیک و کنیتیک بدست آمده از تکالیف حرکتی مختلف نشان می‌دهد که سینرژی‌ها نقش مهمی در هماهنگی حرکتی ایفا می‌کنند.(۲) بررسی فرود به عنوان یک تکلیف حرکتی دینامیک و عملکردی می‌تواند الگوهای هماهنگی زمینه ساز کل بدن طی جذب نیروهای تماسی را آشکار سازد این بررسی بایستی روی الگوهای الکترومیوگرافی چندین عضله و نیز ارتباط لحظه به لحظه بین چرخش مفاصل مختلف متمرکز شود. (۲)طی انجام فعالیت‌های عملکردی مثل فرود، اتخاذ الگوهای حرکتی مناسب نقش مهمی در کاهش نیروهای عمل کننده روی ساختارهای مفصلی دارد.(۴، ۳)

بررسی‌های متفاوت نشان داده اند که حرکات بدن بصورت یک زنجیره کینتیکی[2] می‌باشد. (۵) در بسیاری از فعالیت‌های روزانه، عملکرد اندام تحتانی در یک زنجیره کینتیکی بسته انجام می‌گیرد، بنابراین هرگونه مشکل یا نقص عملکردی در یکی از ساختارهای این زنجیره می‌تواند بر روی سایر ساختارهای آن، عملکرد غیر طبیعی ایجاد کند.(۵) ثبات تنه بعنوان پایه و شالوده کنترل دینامیک تنه می‌باشد که اجازه تولید، انتقال و کنترل نیرو و حرکت به اجزای انتهایی زنجیره حرکتی را می‌دهد. علاوه بر فعالیت موضعی عضلات تنه برای تولید و ثبات نیرو فعالیت این عضلات همراه با اکثر فعالیت‌های اندام‌ها مثل دویدن،پرتاب و شوت قسمت از ارزیابی و درمان آسیب‌های اندام در نظر گرفته شود.(۶) الگو و سرعت فراخوانی عضلات تنه نیز در تامین ثبات پویای مفصل از اهمیت خاصی برخوردارند. از دیدگاه کنترل حرکت برای انجام یک فعالیت حرکتی، فعال شدن مناسب عضلات ضروری است. این فعالیت مناسب عضلانی در واقع شامل انتخاب مناسب عضلات، به موقع فعال شدن آنها، دامنه فعالیت کافی و خاموش شدن به موقع هر یک از عضلات فعال شده است. (۸، ۷)عضلات تنه وران ممکن است قبل از بروز حرکات تنه فعال شده تا منجر به تعادل تنه در جهت مخالف گشته و باعث تنظیم پاسچر اندام تحتانی شوند.(۷) در بررسی تأثیر ثبات و کنترل بخش‌های بالاتر بر بخش‌های پائین‌تر تحقیقات زیادی انجام شده است. برای مثال لتون و همکارانش نشان دادند که ثبات پروگزیمال برای جلوگیری از ضایعه اندام تحتانی فاکتور مهم محسوب می شود و ثبات قسمت پروگزیمال اندام برای تحرک بخش دیستال لازم و ضروری است و حرکت موفقیت آمیز اندام وابسته به ثبات تنه می باشد.(۹) ضعف تنه می‌تواند منجر به کاهش کارایی عصبی- عضلانی گشته توانایی زنجیره حرکتی را برای حفظ نیرو و ایجاد ثبات پویا کاهش می‌دهد و در نتیجه منجر به ایجاد الگوهای جبرانی،الگوهای جایگزین و حرکات ناکارآمد گردد. این مساله ممکن است باعث افزایش فشار مکانیکی بر ساختارهای انقباضی و بافت‌های غیر انقباضی شده و منجر به تکرار ریز ضربه‌ها، بیومکانیک غیر طبیعی و صدمه شود.(۱۰) عضلات ران نیز در کارائی عضلات اندام تحتانی اهمیت دارند اما بدلیل موقعیت دورشان نسبت به ستون مهره‌ای کمری کمتر در ارتباط بین عملکرد اندام و ثبات تنه مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. برای مثال محققین نشان دادند فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در تکلیف بالا رفتن از پله قبل از تماس پا با پله بود. (۱۲، ۱۱)

به نظر می‌رسد ارزیابی تکلیف فرود آمدن برای تحقیق در مورد کنترل تنه اهمیت زیادی دارد در حالی که کمتر مورد توجه قرار گرفته است. در ارزیابی تکلیف فرود آمدن همزمان با تحمل وزن از طریق اندامی که تکلیف فرود آمدن را انجام می‌دهد بدن باید علاوه برکنترل جابجایی مرکز جرم بر روی سطح اتکا جدید، وضعیت جدید را در مقابل نوسانات ناشی از حرکت حفظ کند. برای انجام این مهم فعال شدن عضلات فاکتور مهمی محسوب می‌شود. تکلیف فرود آمدن مدل خوبی به منظور ارزیابی فعالیت عضلات تنه است.

روش بررسی

۱۵ نفر مرد سالم با میانگین سنی ۲۵/۶ سال (انحراف معیار ۴/۵۸و دامنه سنی ۲۱-۳۰) و میانگین قد ۱۷۸ سانتی متر (انحراف معیار= ۱/۰۵ و دامنه قد ۱۷۰-۱۸۳) مورد مطالعه قرار گرفتند. هیچکدام از افراد سابقه کمر درد، پاتولوژی اندام تحتانی، دفورمیتی ستون فقرات و اختلاف طول اندام نداشتند. در این مطالعه به منظور ثبت فعالیت الکترومیگرافی از عضلات

1- Synergy
2- Kinetic chain

ارکتـور اسـپاین، مایل داخلـی، گلوتئوس مدیوس از دسـتگاه الکترومیوگرافـی ۸ کانالـه بیومتریک[1]، مدل دیتا لینک[2] اسـتفاده گردید. با اسـتفاده از الکترودهای سـطحی نقـره- کلرید نقره با فاصله مرکز تا مرکز ۲۰میلیمتر، سـیگنال‌های الکترومیوگرافی با پهنـای بانـد ۱۰-۵۰۰ و فرکانس نمونه بـرداری ۱۰۰۰ هرتز از عضلات مذکور جمع آوری شـد. برای الکتـرود گذاری عضله گلوتئوس مدیوس الکترودها در وسط خطی که ترو کانتر بزرگ فمـور را به ایلیاک کرسـت متصـل می‌کند قرار گرفـت. (۱۳) جهت عضله مایل داخلی الکترود ۴ سـانتیمتر در سـمت داخل خـار خاصره قدامی- فوقانی قرار گرفت.(۱۴) برای ثبت فعالیت ارکتور اسـپاینا الکترود در سـطح موازی مهره چهارم کمری در ۲سـانتی متر خارج و بطور موازی با محور شاقولی ستون فقرات قرار می‌گیرد. (۱۲). برای تعیین اولین نقطه تماس پنجه پا با زمین از یک صفحه حسـاس به لمس که بطور اختصاصی برای انجام این تحقیق طراحی شده بود، استفاده شد. این صفحه به طول ۲۰ و عرض ۳۰ از جنس فوم و فویل و از نوع پیزوالکتریک اسـت. منبع تغذیه این سیستم باطری بود که از این طریق هر گونه نویز برق شـهر حذف می‌شـد. این سیستم از طریق یک رابط به یکی از ورودی‌های دیجیتال دسـتگاه الکترومیوگرافی متصل می‌شد و همزمان با لحظه برخورد پا با صفحه، سیگنال مربوطه در دستگاه ثبت می‌شد و بطور دقیق لحظه اولین برخورد پا به زمین را نشان میدهد. جهت انجـام آزمون فرد در یک وضعیت متعادل نزدیک به لبه قدامی جعبه‌ای به ارتفاع ۴۰ سانتی متر می‌ایستاد. پای مورد آزمون هیچ نوع تماسـی با جعبه نداشـت و به صورت معلق در بالای کف اتاق نگه داشـته می‌شد و پاشنه در وضعیت استراحت جلـوی جعبه قرار می‌گرفت. کنترل مفاصل انـدام تحتانی بویژه ران و زانو از طریق چشـم کنترل می‌شـد. همچنین وزن فرد به طور کامل بر روی جعبه توسـط پای مقابل تحمل می‌شد(تصویر ۱). به منظور جلوگیری از فعالیت زمینه‌ای، در شـروع هر آزمون فـرد وضعیت ثابتی را اتخاذ می‌کرد و وقتی فعالیت عضلات غیر قابل مشـاهده شـد یا به وضعیت یکنواخت[3] می‌رسید به عنوان خط پایه در نظر گرفته می‌شـد. بعد از اطمینـان از عدم فعالیت عضله یا رسـیدن فعالیت عضله به حالت یکنواخت با مشـاهده فعالیت عضله بر روی مانیتور دسـتگاه الکترومیوگرافی، بوسـیله آزمونگر اجازه شـروع فعالیت داده می‌شود. برای شروع حرکت، فـرد ابتدا وزن خود را کمی بـه جلو انتقال می‌داد و در حالی که تـلاش می‌کرد وضعیت متعادل را حفظ کنـد بر روی پای مورد آزمون فرود می‌آمد. به فرد آموزش داده شـد بر روی پنجه فرود آید از تمام شـرکت کنندگان خواسـته شده بود که بصورت آرام و یکنواخت فرود را انجام دهد و فرود آمدن از جعبه را با پرش انجـام ندهد و بعد از فرود آمدن وضعیت را تا ۵ ثانیه حفظ کند. قبـل از ثبت نهایی فعالیت عضله آزمون شـونده عمل فرود را تا آشنا شدن کامل به نحوه انجام تست چند بار تکرار می‌کرد.

تصویر۱. لحظه شروع و انتهای فرود آمدن

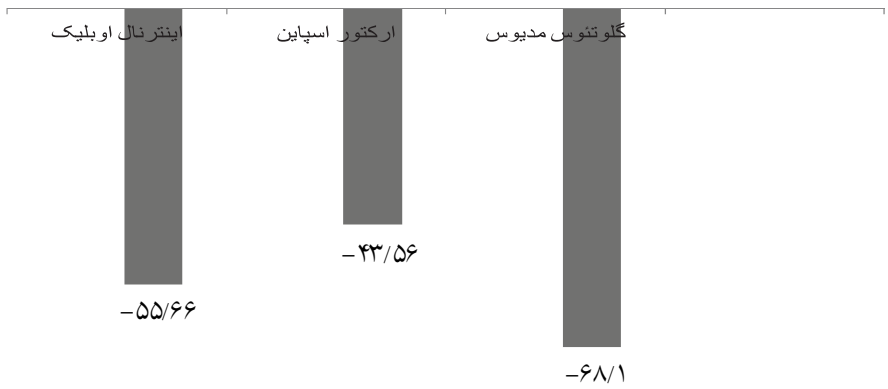
جهـت تعیین نقطه شـروع فعالیت عضلات از نـرم افزار متلب[4] اسـتفاده شد. بدین ترتیب که در یک بازه زمانی ۳۰۰ میلی ثانیه‌ای از زمان اسـتراحت، شـروع اولین صعود یا اولیـن موج تیزی که بـدون توقف یا کاهـش دامنه بوده و در نزدیکتریـن نقطه بعد از

1- Biometric 2- Data Link 3- Steady State 4- Matchlab

محلی که برابـر با میانگین به علاوه ۳ انحـراف معیار (Mean+3SD) زمان اسـتراحت بود (بعد از تایید چشمی) به عنوان نقطه شـروع پاسـخ عضلات ثبت گردید. برای هر یک از عضلات در حین فرود آمدن، میانگین ۵ زمان شروع پاسخ عضله طی ۵ تکرار بعنوان زمان شـروع فعالیـت عضله در نظر گرفته شـد. داده‌های ثبت شـده از طریق نرم افزار اس پی اس اس[18] مورد آنالیز قرار گرفتند.

یافته‌ها

طبق نتایـج حاصل از آنالیز داده‌های الکترومیوگرافی که شـامل زمان شـروع فعالیت عضلانی نسبت به لحظه برخورد پا به زمین بوده اسـت عضلات گلوتئوس مدیوس، مایـل داخلی و ارکتور اسپاین در سـمت پایی که با آن عمل فرود انجام می‌شد بترتیب و بـا میانگین ۶۸/۱۰، ۵۵/۶۶ و ۴۳/۵۶ میلـی ثانیه قبل از لحظه برخورد پا به زمین شروع به فعالیت کردند (نمودار ۱).



نمودار۱. مقایسه زمان تاخیر وارد عمل شدن عضلات تنه

بحث

طی ایـن پژوهش زمان تاخیر عضلات تنـه در حین فرود آمدن بررسی می‌شود. با توجه به نتایج بنظر می‌رسد عضلات تنه زودتر از لحظـه برخورد پا با صفحه فعال می‌شـوند، تـا ثبات زنجیره حرکتی را تامین کرده و در برابر اغتشـاش ناشـی از فرود آمدن مقابلـه نمایند. به نظر می‌رسـد که بر نامه ریزی سیسـتم عصبی مرکزی به نحوی انجام گرفته که با پیش انقباضی عضلات مذکور، اغتشاش ناشی از برخورد پنجه با زمین را کنترل نماید.(۱۵) مدل داخلی دینامیک بدن، به مرور زمان ودر اثر تجربیات فرد توسعه پیدا کرده و باعث می‌شـود این عضلات قبل از بروز اغتشـاش ثبات تنه را حفظ نمایند. به عبارت دیگر سیسـتم عصبی مرکزی نتیجه حرکت و اغتشاش را پیش‌بینی کرده و از طریق بکار گرفتن استراتژی مناسب آن را کنترل می‌کند.(۳)

در مورد عضله گلوتئوس مدیوس می‌توان گفت کنترل کننده اصلی حرکـت ران، لگن و تنه در صفحه فرونتال اسـت و بعنوان یک عضله دور کننده ران، جابجایی جانبی را هنگام اعمال اغتشـاش کنتـرل می‌کنـد. (۱۷، ۱۶) فعالیت زود هنـگام عضله مذکور در طرف پایی که فرود صورت گرفت نشـان دهنده نقش این عضله در کنتـرل حرکت پروگزیمال انـدام تحتانی در حین فرود از پله اسـت. همچنین ممکن است در تامین ثبات ناحیه لگنی- رانی به عنوان بخش مهمی از هسـته بدن ، در برابر نیروی وارده به اندام تحتانی که در حین فرود از پله ایجاد می‌شود موثر باشد.

در روند بررسـی میانگین زمان تاخیر شروع فعالیت، عضله مایل داخلـی در طرف پایی که فرود صـورت گرفت دومین عضله‌ای بود که فعال شد. برخی محققین مثل مک گیل به نقش رشته‌های داخلی عضله مایل داخلی در تامین ثبات و کنترل سـتون فقرات اشـاره کرده‌اند.(۱۸، ۸) مایل داخلی از عضلات بسـیار مهم در محافظت جانبی سـتون فقرات بشـمار می‌آیـد. (۱۹) در روند بررسی میانگین زمان شـروع فعالیت عضله ارکتوراسپاینا نیز در سـمتی که فرود انجام شـد رتبه سـوم را داشـت. این عضله از جمله عضلاتی اسـت که جـز ثبات دهنده‌های موضعی سـتون فقرات محسـوب می‌شود.(۱۹) فعالیت زود هنگام عضله ارکتور اسـپاینا در طرف پایـی که فرود صورت گرفت می‌تواند نشـان دهنـده نقش این عضله در کنترل مرکز جرم، کنترل شـتاب فرد حین فرود آمدن و جلوگیری از پرتاب شـدن وی به جلو باشد. نشـان داده شـده که فعالیت پیش خوراند عضلات تنه به منظور کنترل موقعیت و پاسـچر، همسـو با کنتـرل مرکز جرم صورت می‌گیـرد.(۲۰) بطور کلـی عضلات ارکتور اسـپاینا و گلوتئوس مدیوس جز عضلات مهم تنه و لگن هستند که ثبات پروگزیمال زنجیره حرکتی را برای حرکت اندام تحتانی و ثبات تنه را قبل از

بروز اغتشاشات داخلی (گشتاورهای ناشی از عملکرد عضلات) و خارجـی (نیروی عکس العمل زمیـن در برخورد پا با زمین) تامین می‌کنند.(۲۱، ۱۹، ۱۵)

نتیجه‌گیری

نتایج بدست آمده نشـان داد سیستم عصبی مرکزی عضلات تنه را قبـل از فرود فعال می‌کند تا بصورت پیش بینانه بتواند فرود و اغتشاشات ناشی از فرود را کنترل کنند.

تشکر و قدردانی

از مسـئول محترم مرکز تحقیقات دانشـکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران و همچنین از تمام شرکت کنندگان در مطالعه تشکر و قدردانی مینماییم.

منابع:

1. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. Journal of spinal disorders & techniques. 1992;5(4):383–9.
2. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait Posture. 2005;21(1):85–94.
3. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19(6):617–21.
4. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. J Athl Train. 2002;37(4):364–75.
5. Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(1):90–5.
6. Kibler WB, Press J, Sciascia A. The role of core stability in athletic function. Sports Med. 2006;36(3):189–98.
7. Myer GD, Chu DA, Brent JL, Hewett TE. Trunk and hip control neuromuscular training for the prevention of knee joint injury. Clin Sports Med. 2008;27(3):425–448, ix.
8. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. Churchill Livingstone London; 2004.
9. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Med Sci Sports Exerc. 2004;36(6):926–34.
10. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther. 1997;77(2):132–142; discussion 142–144.
11. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. Exp Brain Res. 1999;124(1):69–79.
12. Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. Br J Sports Med. 2009;43(8):584–8.
13. Belenki VE, Gurfinkel VS, Paltsev EI. [Control elements of voluntary movements]. Biofizika. 1967;12(1):135–41.
14. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Arch Phys Med Rehabil. 1995;76(12):1138–43.
15. Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. Exp Brain Res. 1997;114(2):362–70.
16. Tang PF, Woollacott MH, Chong RK. Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: roles of proximal and distal postural muscle activity. Exp Brain Res. 1998;119(2):141–52.
17. Fu SN, Hui-Chan CWY. Modulation of prelanding lower-limb muscle responses in athletes with multiple ankle sprains. Med Sci Sports Exerc. 2007;39(10):1774–83.
18. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. Curr Sports Med Rep. 2008;7(1):39–44.
19. Liebenson C. Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual. Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
20. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. Exp Brain Res. 1995;103(2):323–32.
21. Hodges PW. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? Manual therapy. 1999;4(2):74–86.