مطالعات طب ورزشی شماره ۱۴، پاییز و زمستان ۱۳۹۲، .صص ۱۲۰-۱۰۹

بررسی رابطه‌ی بین قدرت عضلات اکستنسور ران، زانو و تنه با تعادل در پسران ۱۳تا ۱۵ سال

حمید جعفرنژادگرو[۱]، علی‌اصغر نورسته[۲]

۱- کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه گیلان
۲- دانشیار دانشگاه گیلان*

تاریخ دریافت: ۹۲/۱/۱۸ تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۶/۲۴

چکیده

تعادل نیاز به تعامل پیچیده سیستم‌های دهلیزی، بینایی و حسی پیکری دارد. هدف پژوهش حاضر، بررسی رابطه‌ی قدرت عضلات اکستنسور زانو و تنه با تعادل بود. ۲۹۷ نفر از دانش-آموزان مقطع راهنمایی استان گیلان توسط نمونه‌گیری خوشه‌ای برای این مطالعه انتخاب شدند. از آزمون تعادل ستاره برای ارزیابی تعادل و دینامومتر برای قدرت عضلات اکستنسور زانو و تنه استفاده شد. برای ارزیابی فرضیه‌های پژوهش از ضریب همبستگی پیرسون و رگرسیون چندمتغیره استفاده شد. سطح معناداریT برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته‌شد. نتایج پژوهش همبستگی معناداری را بین قدرت هر سه گروه عضلات اکستنسور زانو، تنه و ران با تعادل نشان داد. با توجه به نتایج تحقیق به‌نظر می‌رسد عضلات اکستانسور تنه و زانو از عوامل مؤثر در اجرای آزمون تعادلی ستاره هستند.

واژگان کلیدی: تعادل، عضلات اکستانسور تنه، عضلات اکستانسور زانو، اکستنسور ران.

* نویسندهٔ مسئول **Email: asgharnorasteh@yahoo.com**

مقدمه

تعادل فرآیند پیچیده‌ای است که در بخش آوران، شامل پردازش مرکزی دروندادهای حسی گرفته‌شده از دستگاه دهلیزی، بینایی و گیرنده‌های حسی - عمقی است (۱،۲)، در حالی که در بخش وابران شامل فراخوانی دقیق تعداد خاصی واحدهای حرکتی است (۳). گیرنده‌های حسی - عمقی محیطی، شامل گیرنده‌های فشار و لمس، گیرنده‌های مکانیکی مفاصل سینوویال، دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی‌اند. دوک‌های عضلانی اهمیت بیشتری را برای تشخیص تغییر در زاویه‌ی مفصل در اواسط دامنه‌ی حرکتی دارا هستند، در حالی که گیرنده-های مکانیکی مفصل (اجسام پاسینی و اندام انتهای رافینی) در تشخیص کشش لیگامان‌ها و بافت‌های عمقی در انتهای دامنه‌ی حرکتی نقش به‌سزایی ایفا می‌کنند (۴). باید این موضوع را در نظر داشت که اگرچه اطلاعات حسی پیکری و دستگاه دهلیزی در تعادل نقش مهمی را ایفا می‌کنند (۵)، کنترل پاسچر مناسب، به بیومکانیک سیستم عضلانی اسکلتی (شامل پایداری و ساختار مفصل) و همچنین کنترل مناسب عصبی - عضلانی وابسته است (۶). عضلات از طریق مفاصل در حفظ تعادل بدن ایفای نقش می‌کنند و این موضوع روشن است که عضلات عمل‌کننده در مفاصل تنه، ران، زانو و مچ پا نقش اساسی را در تنظیم تعادل بدن ایفا می‌کنند (۷). تعدادی از پژوهش‌ها (۸،۹) بیان کرده‌اند که در مقایسه با کنترل پاسچر در جهت قدامی - خلفی، کنترل تعادل در جهت جانبی - داخلی عمدتاً در ران و تنه رخ داده و به میزان کم‌تری در مچ پا صورت می‌گیرد. برای کنترل تعادل، در صفحه‌ی فرونتال، عضلات ابداکتور ران (کشنده‌ی پهن نیام و سرینی میانی) و گروه عضلات نزدیک‌کننده برای کنترل نوسانات بدن هنگام اعمال بار[1] و عدم اعمال بار[2] دو پا فعال هستند (۱۰،۱۱) و نیاز کمتری به فعالیت سایر عضلات اندام تحتانی وجود دارد. برای کنترل تعادل در جهت قدامی – خلفی از راهبردهای مچ پا[3]، ران[4] و گام‌برداری[5] و برای کنترل تعادل در جهت جانبی - داخلی از راهبرد بارگیری - عدم بارگیری[6] در اندام تحتانی استفاده می‌شود (۱۴-۱۱). تعدادی از پژوهش‌ها بیان کرده‌اند که در مقایسه با کنترل تعادل در جهت قدامی - خلفی، کنترل تعادل در جهت جانب خارجی - جانب داخلی عمدتاً در ران و تنه رخ داده و به میزان کم‌تری در مچ پا صورت می‌گیرد (۹،۱۵).

---

1. Loading
2. Unloading
3. Ankle strategy
4. Hip strategy
5. Stepping strategy
6. Loading and Unloading strategy

هوراک و همکاران در سال ۱۹۸۶ الگوی فعالیت عضلانی هنگام مواجهه با آشفتگی پاسچر در جهت قدامی را به‌ترتیب، عضله‌ی درشت‌نی قدامی و به‌دنبال آن، گروه عضلات چهار سر ران و سپس عضلات شکم بیان کردند (۱۳). آزمون ستاره[1] یکی از آزمون های معتبر (۱۶،۱۷) جهت سنجش تعادل پویا است که در واقع میزان تعادل پویا را در تمام صفحات حرکتی، مورد سنجش قرار می‌دهد. آزمون ستاره توانایی حفظ سطح اتکای پایدار بر روی یک پا را در حالی که پای دیگر در ۸ جهت متفاوت در حال دستیابی به حداکثر فاصله ممکن است، ارزیابی می-کند (۱۰). در این آزمون، فاصله‌ی دستیابی کم‌تر نشانه‌ی ضعف در کنترل پاسچر است (۱۰،۱۸،۱۹). این آزمون به دلیل ارزان‌بودن و راحتی در اجرا در بسیاری از پژوهش‌ها حتی در افراد آسیب‌دیده مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۰). اخیراً پژوهش‌هایی به بررسی رابطه‌ی بین دامنه‌ی حرکتی اندام تحتانی با فاصله‌ی دستیابی نرمال‌سازی‌شده در جهات قدامی، خلفی - داخلی و خلفی - خارجی در افراد سالم پرداخته‌اند (۲۱،۲۲). نتایج این پژوهش‌ها نشان داده‌است که دامنه‌ی حرکتی دو مفصل زانو و ران در صفحه‌ی سجیتال همبستگی بالایی را با فاصله‌ی دستیابی در این سه جهت دارا است. ارال و هرتل (۲۳) در سال ۲۰۰۱ نشان دادند که آزمون ستاره به‌طور مستقیم به فعالیت عضلانی اندام تحتانی، به جز عضله‌ی دوقلو، وابسته است. مثلاً حین عمل دستیابی، در همه‌ی جهات هم انقباضی عضلات همسترینگ و چهار سر رخ می‌دهد. با وجود این پژوهشی که رابطه‌ی بین قدرت عضلات اکستنسور زانو، اکستنسورهای ران و اکستنسور تنه با میزان تعادل در جهات مختلف این آزمون را مورد ارزیابی قرار داده‌باشد، توسط محقق مشاهده نشد. بنا بر این، اهداف پژوهش حاضر عبارتند از: ۱. بررسی رابطه‌ی بین قدرت عضلات همستریگ، اکستنسور زانو و تنه با میزان تعادل در آزمون تعادل ستاره، و ۲. محاسبه‌ی فرمول خط رگرسیون پیش‌بینی‌کننده‌ی تعادل پویا با استفاده از میزان قدرت عضلات اکستنسورهای ران، اکستنسور زانو و راست‌کننده‌های ستون فقرات.

روش پژوهش

نمونه‌ی آماری این تحقیق به‌صورت خوشه‌ای چندمرحله‌ای تصادفی از بین جامعه‌ی مورد نظر (دانش‌آموزان پسر مقطع راهنمایی استان گیلان در سال تحصیلی ۸۹ -۱۳۸۸) به این ترتیب انتخاب شدند که ابتدا از بین ۳۳ اداره آموزش و پرورش استان گیلان ۱۰ اداره آموزش و پرورش به‌صورت تصادفی انتخاب شدند و پس از اخذ معرفی‌نامه از دانشکده تربیت بدنی به این ۱۰ اداره مراجعه شد و در هر اداره نیز با توجه به تعداد مدارس و تعداد دانش‌آموزان چندین

1. Star Excursion Balance Test (SEBT)

مدرسه به‌صورت تصادفی انتخاب شد و محقق توسط معرفی‌نامه‌ی ادارات آموزش و پرورش مربوطه به مدارس مراجعه کرد و تعداد مورد نظر از دانش‌آموزان را به‌صورت تصادفی انتخاب کرد و آزمون‌های مورد نظر پس از اخذ رضایت‌نامه از والدین بر روی آنها انجام شد. شایان ذکر است که تعداد دانش‌آموزان این ۱۰ اداره آموزش و پرورش ۲۴۴۳۸ نفر بودند که که در نهایت با روش مذکور تعداد ۲۹۷ نفر (۱۰۶ نفر پایه اول، ۹۰نفر پایه دوم و ۱۰۱ نفر پایه سوم) از آنها با توجه به انتخاب حداقل حجم نمونه جدول اودینسکی[1] انتخاب شدند. ملاک‌های خروج از مطالعه شامل: ۱. ابتلا به هرگونه بیماری (سرما خوردگی و ...) در یک هفته‌ی منتهی به روز آزمون، ۲. وجود هرگونه ناهنجاری آشکار مادرزادی و یا ساختاری در اندام تحتانی، ۳. وجود هرگونه درد و تورم مفصلی در روز آزمون، ۴. بیماری‌های عضلانی اسکلتی، و ۵. انجام هرگونه مسابقه یا ورزش ظرف ۲۴ ساعت قبل از انجام آزمون.

ابتدا طی جلسه‌ای با والدین دانش‌آموزان اطلاعات کاملی در مورد هدف تحقیق و نحوه‌ی اندازه‌گیری‌ها به آنها داده‌شد تا با آگاهی و رضایت کامل در تحقیق شرکت کنند. آزمون‌های مورد نظر در محل مدارس انجام گرفت. ابتدا اطلاعات فردی و عمومی دانش‌آموزان ثبت شد. سپس قبل از هر اندازه‌گیری روش و وضعیت اندازه‌گیری و آزمون مورد نظر برای دانش‌آموزان توضیح داده‌شد و بعد از آن، ترتیب و نحوه‌ی انجام آزمون‌ها به این شکل بود که در ابتدا غربالگری انجام گرفت (غربالگری توسط چشم صورت گرفت و افرادی که دارای ناهنجاری واضح بودند، از مطالعه حذف شدند)، سپس طول پای حقیقی، وزن و قد دانش‌آموزان با استفاده از متر نواری، ترازو و قدسنج که بر روی دیوار ثابت شده‌بود، اندازه‌گیری شد. برای تعیین پای برتر از روش‌های زیر استفاده شد: ۱. از آزمودنی خواسته‌شد تا با شدت متوسط ولی با حداکثر دقت توپ فوتبال را به سمت دروازه‌ای به طول یک متر که در فاصله‌ی ۱۰ متری قرار داشت شوت کند، پایی که به توپ ضربه می‌زند پای برتر است، و ۲. پرسیدن از خود فرد. بعد از این مراحل، دانش‌آموزان به مدت ۵ دقیقه بدن خود را گرم کردند و حرکات کششی انجام دادند (۱۷). بعد از گرم‌کردن، آزمون‌های آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای و سنجش قدرت توسط دینامومتر انجام شد. به این ترتیب که ابتدا تست ستاره و سپس سنجش قدرت صورت می‌گرفت. در آزمون تعادل ستاره برای برآورد توانایی حفظ تعادل پویای آزمودنی‌ها از فاصله‌ی دستیابی در هشت جهت قدامی، قدامی - جانبی، قدامی - میانی، جانبی، میانی، خلفی - جانبی، و خلفی استفاده شد. ۸ جهت با استفاده از خطوطی که روی زمین رسم شده‌بود و با زاویه‌ی ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر قرار می‌گرفت. آزمونگر نحوه‌ی اجرای آزمون عملکردی ستاره‌ای را به‌طور

1. Owdinsky

کامل برای آزمودنی‌ها توضیح داد. پس از توضیحات لازم راجع به آزمون به‌وسیله آزمونگر، هر آزمودنی ۶ بار این آزمون را تمرین کرد تا روش اجرای آزمون را فرا گیرد. پای برتر آزمودنی تعیین شد تا در صورتی که پای راست پای برتر آزمودنی باشد، آزمون در خلاف جهت عقربه-های ساعت و اگر پای چپ پای برتر باشد، آزمون در جهت عقربه‌های ساعت انجام شود. برای اجرای عمل دستیابی در این آزمون پای برتر آزمودنی در مرکز ستاره ترسیم شده توسط محقق قرار گرفته و با پای غیر برتر عمل دستیابی را تا آنجا که ممکن است و با انتهایی‌ترین قسمت پا و با کنترل و به‌آرامی و تا جایی که خطا نکند، انجام می‌داد و به‌حالت طبیعی روی دو پا بر می-گشت، هر آزمودنی هر یک از جهت‌ها را سه بار انجام می‌داد و بین هر بار ۳ ثانیه استراحت داده‌می‌شد و بین هر پا نیز ۵ دقیقه استراحت در نظر گرفته‌شد. سپس فاصله‌ی دستیابی در هر سه بار تلاش محاسبه و بر حسب درصدی از طول پا برای ۸ جهت بیان می‌شود. دستیابی‌ها در صورتی مورد قبول واقع نمی‌شود که پای دستیابی خط را لمس نکند، در صورتی که وزن بر روی پای دستیابی حمل شود، پای تکیه‌گاه از مرکز دایره بلند شود یا اینکه تعادل در هر نقطه از دستیابی مختل شود (شکل ۱). برای سنجش قدرت اکستنسورهای زانو، دینامومتر (دارای روایی و پایایی به ترتیب برابر ۰/۸۸ و ۰/۹۱) در دست فرد بود و در حالی که فرد در حالت اسکات با زاویه زانو ۹۰ درجه و فلکشن حدود ۳۰ درجه‌ای تنه بود، با فیکس نگه‌داشتن تنه و ایجاد اکستنشن در زانو سعی در بلندشدن می‌کرد (۲۴). برای سنجش قدرت عضلات اکستنسور تنه در حالی که فرد کاملاً عمود ایستاده بود حدود ۳۰ درجه از تنه به سمت جلو خم شده در این وضعیت دسته دینامومتر بر روی تنه وی ثابت می‌شد و فرد سعی می‌کرد حرکت اکستنشن تنه را در این وضعیت انجام دهد (۲۴). برای سنجش قدرت عضلات اکستنسور ران نیز فرد در حالت ایستاده از وضعیتی که وزن بر روی یک پا قرار داشت (پای دیگر در کنار این پا بود) سعی در ایجاد اکستنشن ران با زانوی صاف می‌کرد (۲۴).

تجزیه و تحلیل‌های آماری به‌وسیله‌ی نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۶ صورت پذیرفت و جهت محاسبه‌ی همبستگی، از ضریب همبستگی پیرسون و جهت تعیین معادله‌ی خط رگرسیون از رگرسیون دو متغیره استفاده شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته‌شد.

شکل ۱. نحوه‌ی انجام آزمون تعادل ستاره‌ای با پای برتر چپ

نتایج

جدول شماره‌ی یک، ضریب همبستگی پیرسون بین قدرت عضلات اکستنسورهای ران، اکستنسورهای زانو و تنه با میزان تعادل فرد (فاصله‌ی دستیابی) در جهات مختلف تست ستاره نشان می‌دهد. نتایج این پژوهش نشان داد که تمام ضرایب همبستگی ذکرشده در جدول شماره‌ی یک با سطح معناداری P=۰/۰۰۱ به لحاظ آماری معنادار بودند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، بیشترین رابطه‌ی همبستگی قدرت عضلات اکستنسور زانو با فاصله‌ی دستیابی در جهت قدامی است که میزان R^2 برای آن حدود ۳۷ درصد است که نشان می‌دهد ۶۳ درصد عوامل دیگر اثرگذارند. در حالی که در ارتباط با قدرت عضلات اکستنسور تنه، این همبستگی با فاصله‌ی دستیابی در جهت خلفی بیشترین مقدار را دارا است که R^2 محاسبه‌شده‌ی آن حدود ۲۵ درصد است. عضلات اکستنسور ران نیز بالاترین همبستگی را با فاصله‌ی دستیابی در جهت خلفی نشان دادند که میزان R^2 برابر ۴۸ درصد بود. کمترین میزان همبستگی قدرت عضلات اکستنسور زانو با فاصله‌ی دستیابی در جهت خلفی است و در ارتباط با قدرت عضلات اکستنسور تنه و اکستنسورهای ران کمترین ضریب همبستگی به‌ترتیب در جهت قدامی - خارجی و خارجی است.

جدول ۱. ضریب همبستگی پیرسون بین قدرت اکستنسورهای ران، اکستنسورهای زانو و تنه با میزان تعادل فرد در جهات مختلف تست ستاره

	همبستگی بین تعادل پویا با قدرت اکستنسورهای زانو	r^2	همبستگی بین تعادل پویا با قدرت اکستنسورهای تنه	r^2	همبستگی بین تعادل پویا با قدرت اکستنسورهای ران	r^2
قدامی	۰/۵۸*	۰/۳۷	۰/۳۳*	۰/۱۱	۰/۶۳*	۰/۳۹
قدامی-داخلی	۰/۴۳*	۰/۱۸	۰/۳۶*	۰/۱۳	۰/۶۲*	۰/۳۸
داخلی	۰/۳۸*	۰/۱۴	۰/۴۲*	۰/۱۸	۰/۶۵*	۰/۴۲
خلفی-داخلی	۰/۳۸*	۰/۱۴	۰/۴۰*	۰/۱۶	۰/۶۲*	۰/۳۸
خلفی	۰/۳۵*	۰/۱۲	۰/۴۸*	۰/۲۳	۰/۶۹*	۰/۴۸
خلفی-خارجی	۰/۴۴*	۰/۱۹	۰/۴۲*	۰/۱۸	۰/۵۹*	۰/۳۵
خارجی	۰/۴۳*	۰/۱۸	۰/۳۵*	۰/۱۲	۰/۴۸*	۰/۲۳
قدامی-خارجی	۰/۳۸*	۰/۱۴	۰/۲۸*	۰/۰۸	۰/۵۳*	۰/۲۸

*سطح معناداری $P\leq$۰/۰۵

رابطه‌ی خط رگرسیون بین فاصله‌ی دستیابی در جهات مختلف آزمون ستاره با قدرت عضلات اکستنسورهای ران، اکستنسورهای زانو و تنه در جدول شماره‌ی ۲ آورده شده‌است. در این پژوهش، فرضیه‌ی استقلال خطاها به‌وسیله‌ی آزمون Durbin-Watson بررسی شد که در تمام فواصل، به جز جهت خلفی، این آماره بین ۱/۴۰ و ۲/۵ بود که بیانگر این امر است که فرضیه‌ی استقلال خطاها پذیرفته می‌شود. به همین دلیل، معادله‌ی رگرسیون در جهت خلفی گزارش نشده‌است. نتایج آماری پژوهش نشان داد که مدل ارائه‌شده برای پژوهش در حالات مختلف معنادار بوده ($P\leq$۰/۰۵) و بنابراین مدل خطی است. با توجه به بالاتر بودن مقادیر Tolerance در تمامی حالات از ۰/۰۵ عدم وجود رابطه‌ی هم‌خطی در پژوهش حاضر تأیید می‌شود. در روابط رگرسیون ذکرشده در جدول شماره‌ی دو، y بیانگر فاصله دستیابی پیش‌بینی‌شده، x_1 معادل قدرت اکستنسورهای زانو و x_2 معادل قدرت اکستنسورهای تنه و x_3 معادل قدرت اکستنسورهای ران است.

جدول ۲. رابطه‌ی خط رگرسیون بین فاصله‌ی دستیابی در جهات مختلف تست ستاره با قدرت اکستنسورهای زانو و تنه

	رابطه‌ی خط رگرسیون بین تعادل پویا با قدرت اکستنسورهای ران، اکستنسورهای زانو و تنه
قدامی	$y=0.21x_1+0.36x_2+51.31$
قدامی-داخلی	$y=0.44x_3+53.12$
داخلی	$y=0.135x_2+0.55x_3+48.73$
خلفی-داخلی	$y=0.13x_2+0.53x_3+49.43$
خلفی	-
خلفی-خارجی	$y=0.12x_2+0.43x_3+42.38$
خارجی	$y=0.13x_1+0.28x_3+40.41$
قدامی-خارجی	$y=0.41x_3+49.00$

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشان داد که تمام ضرایب همبستگی ذکرشده در جدول شماره‌ی یک با سطح معناداری P=۰/۰۰۱ به لحاظ آماری معنادار بودند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، بیشترین رابطه‌ی همبستگی قدرت عضلات اکستنسور زانو با فاصله‌ی دستیابی در جهت قدامی است، در حالی که در ارتباط با قدرت عضلات اکستنسور تنه این همبستگی با فاصله‌ی دستیابی در جهت خلفی بیشترین مقدار را دارا است. عضلات اکستنسور ران نیز بالاترین همبستگی را با فاصله‌ی دستیابی در جهت خلفی نشان دادند. کم‌ترین میزان همبستگی قدرت عضلات اکستنسور زانو با فاصله‌ی دستیابی در جهت خلفی است و در ارتباط با قدرت عضلات اکستنسور تنه و اکستنسورهای ران کم‌ترین ضریب همبستگی به‌ترتیب در جهت قدامی - خارجی و خارجی است.

مطالعات پیشین، رابطه‌ی بین دامنه‌ی حرکتی مفاصل اندام تحتانی با فاصله‌ی دستیابی در جهات مختلف آزمون ستاره را بیان کرده‌اند (۲۲-۲۰). با وجود این، آزمون ستاره نیازمند کنترل عصبی عضلانی، برای موقعیت مناسب مفصل و قدرت ساختمان عضلانی اطراف آن مفصل حین انجام آزمون است (۱۹). اولمستد و همکاران (۱۸) در مطالعاتشان دریافتند که پای اتکا حین انجام آزمون نیازمند دورسی فلکشن مچ پا، فلکشن زانو و فلکشن ران است. بنابر این، اندام تحتانی نیازمند دامنه‌ی حرکتی مناسب، قدرت، فعالیت گیرنده‌های عمقی و کنترل عصبی - عضلانی است. همان‌طور که در جدول شماره‌ی ۲ مشاهده می‌شود، برآوردکننده‌های اصلی فواصل دستیابی در جهات مختلف نشان داده شده‌اند. این نکته را باید در نظر داشت که اگرچه

در برخی معادلات ذکرشده جهت پیش‌بینی فواصل دستیابی برخی از گروه‌های عضلانی وجود ندارند، اما این به معنای عدم درگیری این گروه‌های عضلانی در هنگام اجرای آزمون ستاره در آن جهت نیست. در واقع، گروه عضلانی موجود در فرمول نقش بیشتری را ایفا می‌کند. ارال و هرتل (۲۳)، نشان دادند که آزمون ستاره به‌طور مستقیم به فعالیت عضلانی اندام تحتانی به جز عضله‌ی دوقلو وابسته است. برآوردکننده‌های اصلی فاصله‌ی دستیابی در جهت قدامی از بین سه گروه عضلانی مورد مطالعه در پژوهش حاضر، گروه عضلات چهارسرران و اکستنسورهای تنه است که در رابطه‌ی رگرسیون ذکرشده در جدول ۲ این امر کاملاً مشخص است. به این دلیل که در جهت انجام این جهت‌های قدامی، فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و تنه در حالت اکستنشن باشد تا بتواند تعادل خویش را حفظ کند. در این وضعیت، نیروی جاذبه‌ی عمل‌کننده بر قسمت بالاتنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (انقباضات اکسنتریک) تولیدشده توسط عضله‌ی چهارسر ران کنترل شود. بر این اساس، می‌توان نتیجه گرفت که افزایش قدرت و کنترل اکسنتریکی عضلات چهارسر ران می‌تواند باعث بهبود کنترل تعادل در این جهت شود (۱۸). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که جهت پیش‌بینی فاصله‌ی دستیابی در جهات خلفی، خلفی - داخلی، خلفی - خارجی و خارجی، هر سه گروه عضلات مورد مطالعه دخیل هستند (جدول ۲). در جدول شماره‌ی دو مشاهد می‌شود که در برآورد فواصل دستیابی میزان قدرت عضلات اکستنسورهای ران و تنه در جهات خلفی - داخلی و خلفی - خارجی در معادلات رگرسیون ذکر شده‌اند، در حالی که در حین انجام عمل دستیابی تست ستاره، اکستنسور ران و تنه در این جهات نیز فعال است تا از فلکشن تنه جلوگیری کند (در این حالات عضلات اکستنسور ران و تنه باید به‌صورت اکسنتریک منقبض شوند تا در برابر گشتاور فلکشن ران و تنه مقاومت کنند) (۱۸). در جهت خلفی به دلیل عدم وجود برخی عوامل پیش‌فرض در نوشتن معادله‌ی رگرسیون، معادله‌ی خط برای پیش‌بینی فاصله‌ی دستیابی در این جهت ذکر نشده‌است. معادله‌ی رگرسیون سایر جهات نیز در جدول ۲ آورده‌شده‌است.

با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان اهمیت هر یک از گروه عضلات مورد مطالعه را حفظ تعادل در جهات مختلف تعیین کرد و با توجه به ویژگی‌های تعادلی مورد نیاز در هر رشته‌ی ورزشی، تقویت آن گروه عضلانی را مورد توجه بیشتری قرار داد.

منابع

1. Maribo T, Stengaard-Pedersen K, Jensen L, Andersen N T, Schittz-Christensen B. Postural balance in low back pain patients: Intra-session reliability of center of pressure on a portable force platform and of the one leg stand test. Gait & Posture. 2011;34:213–7.
2. Naderi D, MiripourFard B, Sadeghi-Mehrm M. Optimal prediction of human postural response under anterior–posterior platform tilting. Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation. 2013;18(1):99-08.
3. Hassan B S, Mockett M. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. Ann Rheum Dis. 2001;60:612–8.
4. Assimakopoulos A P, Agapitos E V, Exarchou E I. A histological study of the innervation of human lateral collateral ligament. Knee. 1995;2:163–4.
5. Qiu F, Cole M H, Davids K W, Hennig E M, Netscher S, Kerr G K. Enhanced somatosensory information decreases postural sway in older people. Gait & Posture. 2012;35:630–5.
6. Alaranta H, Moffroid M, Elmqvist L G, Held J, Pope M, Renstrom P. Postural control of adults with musculoskeletal impairment. Crit Rev Phys Rehabil Med. 1994;6(4):337–79.
7. Lyytinen T, Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Pasi A, Karjalainen A P. Postural control and thigh muscle activity in men with knee osteoarthritis. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010;(20):1066–74.
8. Day B L, Steiger M J, Thompson P D, Masden C D. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implication for afferent control of lateral sway. J Physiol. 1993; 469:479-99.
9. Kapteyn T S. After thought about the physics and mechanics of postural sway. Agressologie. 1973; 14:27-35.
10. Hertel J, Braham R A, Hale S A. Simplifying the star excursion balance test: analyses of subjects with and without chronic ankle instability. J Orthop Sports Phys Ther. 2006;36(3):131–7.
11. Winter D A, Prince F, Steriou P, Powell C. Medial-lateral and anterior-posterior motor responses associated with center of pressure changes in quiet standing. Neurosci Res Commun. 1993; 12:141-8.
12. Brown L A, Shumway-Cook A, Woolalacott M H. Attentional demands and postural recovery; the effects of aging. J Gerontology. 1999; 54:165-61.
13. Horak F, Nashner L. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support surface configurations. J Neurophysiol. 1986; 55:1369-81.

14. Nashner L M. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contribution to human balance. In: Duncan P, ed. Balance: Proceeding of the APTA Forum. Aexandria, VA: APTA; 1989.P. 5-12.

15. Day B L, Steiger M J, Thompson P D, Masden C D. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: Implication for afferent control of lateral sway. J Physiol. 1993; 46(9): 479-99.

16. Era P, Schroll M, Ytting H. Postural balance and its sensory-motor correlates in 75-year-old men and woman: a cross- sectional comparative study. J Gerontol Biol Sci Med Sci. 1996; 51: M53-63.

17. Miller J. Biomechanical analysis of the anterior balance reach test. Unpublished doctoral dissertation, Pennsylvania State University, University Park. 2001.

18. Olmsted C, Carcia C R, Hertel J, Shultz S J. Efficacy of the Star Excursion Balance Test in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. Journal of Athletic Training. 2002; 37(4):501–06.

19. Gribble P H, Hertel J. Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test. Measurement in physical education and excersice sciences. 2003; *7*(2):89–100.

20. Hoch M, Staton G S, McKeon J M, Mattacola C G, McKeon P. Dorsiflexion and dynamic postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. Journal of Science and Medicine in Sport. 2012; 15:574–9.

21. Hoch M C, Staton G S, McKeon P O. Dorsiflexion range of motion significantly influences dynamic balance. J Sci Med Sport. 2011; 14(1):90–2.

22. Robinson R, Gribble P. Kinematic predictors of performance on the Star Excursion Balance Test. J Sport Rehabil. 2008; 17(4):347–57.

23. Earl J, Hertel J. Lower-extremity muscle activation during the Star Excursion Balance Tests. Journal of Sport Rehabilitation. 2001; 10(2):93–104.

۲۴.اچ هی وارد، ویویان. اصول علمی و تمرین‌های تخصصی آمادگی جسمانی. ترجمهٔ عباسعلی گائینی.چاپ دوم. تهران: ادارهٔ کل تربیت بدنی نیروی انتظامی، ۱۳۹۱.

ارجاع مقاله به روش ونکوور

جعفرنژادگرو حمید، نورسته علی اصغر. بررسی رابطه‌ی بین قدرت عضلات اکستنسور ران، زانو و تنه با تعادل در پسران ۱۳تا ۱۵ سال. مطالعات طب ورزشی، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۴): ۱۲۰-۱۰۹