

ارزیابی پاسخ وضعیتی پس از اعمال اغتشاش ناگهانی در افراد با زانوی

ضربداری

محمد ربیعی، تیمور جعفرنژاد گرو، حجت بیناباجی، سید اسماعیل حسینی نژاد، مهرداد عنبریان*

گروه تربیت بدنی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

تاریخ دریافت: ۹۰/۴/۲۷ اصلاح نهایی: ۹۰/۱۲/۳ تاریخ پذیرش: ۹۱/۲/۱۶

چکیده:

زمینه و هدف: بد شکلی های وضعیتی اندام تحتانی به عنوان عاملی که در ترتیب قرار گیری بخش های مختلف بدن نسبت به یکدیگر تغییراتی ایجاد می کند، مورد توجه می باشد. حفظ تعادل بدن، می تواند از این تغییرات که راستای طبیعی وضعیت بدنی را بر هم می زند، متاثر گردد. هدف این تحقیق ارزیابی پاسخ وضعیتی و فعالیت الکترومایوگرافی سطحی منتخبی از عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی والگوس یا ضربداری برای بازیابی تعادل بدن، هنگام مواجهه با اغتشاش ناگهانی بیرونی می باشد. روش بررسی: در این مطالعه مورد-شاهدی، شانزده فرد مبتلا به زانوی ضربداری به روش در دسترس و شانزده فرد با ساختار قامتی نرمال در اندام تحتانی و زانو با توجه به همتا سازی دو گروه، انتخاب شدند. جابجایی مرکز فشار پاها (COP) و فعالیت الکترومایوگرافی منتخبی از عضلات اندام تحتانی پس از اعمال اغتشاش ناگهانی اندازه گیری و ثبت شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از t مستقل استفاده شد. یافته ها: جابجایی مرکز فشار پاها به طور معنی داری در گروه آزمون با زانوی ضربداری نسبت به گروه کنترل بیشتر بود ($P < 0/05$). میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دو قلوبی خارجی از جهت قدامی و جانب خارجی، نازک نی طویل از جهت قدامی، درشت نی قدامی از جهت قدامی و نیم وتری از جهت قدامی و جانب خارجی در گروه زانوی ضربداری بیشتر و در عضلات پهن خارجی از جهت خلفی و پهن داخلی از جهت خلفی و جانب خارجی در گروه کنترل بیشتر بود ($P < 0/05$). نتیجه گیری: این یافته ها نشان داد که راستای غیر طبیعی اندام تحتانی به عنوان یک ریسک فاکتور می تواند واکنش بدن را در پاسخ به اغتشاش ناگهانی اعمال شده کاهش دهد. طراحی برنامه تمرینات تقویتی عضله پهن داخلی در افراد با زانوی ضربداری، ممکن است بتواند اثرات مفید پیشگیرانه از بروز آسیب های زانو داشته باشد.

واژه های کلیدی: کنترل وضعیت بدنی، اغتشاش ناگهانی، فعالیت الکترومایوگرافی، زانوی ضربداری، مرکز فشار پاها.

مقدمه:

پایداری بدن و عاملی در جابجایی فرد، در کنترل بدن در وضعیت های مختلف تاثیر دارد. بنابراین، وجود هر گونه انحراف و بد شکلی از راستای طبیعی بدن در این ناحیه، علاوه بر ایجاد اختلال در ساختار اسکلتی می تواند بر روی عملکرد حرکتی و جابجایی افراد تاثیر منفی گذارد. برخی از مطالعات انجام شده در جامعه دانش آموزی ایران، شیوع قابل توجه اختلالات اندام تحتانی را نشان داده است. برای مثال، دانشمندی در سال ۱۳۶۸

وضعیت بدنی به ارتباط و استقرار مکانیکی اعضا و اندام های مختلف بدن نسبت به یکدیگر در فضا اطلاق می شود (۱). برخورداری از وضعیت بدنی مطلوب، در بهبود عملکرد حرکتی فرد موثر است در حالی که وضعیت بدنی نامطلوب، می تواند علاوه بر تغییر شکل ظاهری بدن و ایجاد آثار روانی خاص، باعث بروز عوارض متعددی در اندام های بدن شود. در این بین، اندام تحتانی علاوه بر تشکیل سطح اتکاء برای

* نویسنده مسئول: همدان-دانشگاه بوعلی سینا-دانشکده ادبیات علوم انسانی-گروه تربیت بدنی، تلفن: ۰۸۱۱-۸۲۹۰۷۵۰

E-mail: m_anbarian@yahoo.com

خود ممکن است تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکاء ایجاد و کنترل تعادل بدن را محدود کند (۱۱). برای حفظ تعادل، الگوهای فعالیت عضلانی یا مکانیزم ها و استراتژی های حرکتی که فرد برای حفظ تعادل اتخاذ می کند، از سوی محققین بسیاری مورد بررسی قرار گرفته است. در این مطالعات به طور کلی سه دسته الگوی حرکتی شامل، استراتژی مفصل مچ پا، استراتژی مفصل ران و استراتژی قدم برداشتن برای نگهداری تعادل بدن در وضعیت ایستاده در جهت قدامی-خلفی و استراتژی بارگیری-عدم بارگیری در جهت جانب داخلی-خارجی (۱۲، ۱۳، ۱۴) مشخص و تعریف شده است که فرد برای کنترل تعادل بدن، به ویژه برای غلبه بر نیروی خارجی اعمال شده به بدن اتخاذ می کند.

عضلات از طریق مفاصل در حفظ تعادل بدن ایفای نقش می کنند و این موضوع روشن است که عضلات عمل کننده در مفصل ران، زانو و مچ پا نقش اساسی را در تنظیم تعادل بدن ایفا می کنند (۱۵). به علت ساختار غیر طبیعی زانو و ضعف تعدادی از عضلات اندام تحتانی در افراد دارای زانوی ضربدری، ممکن است ویژگی های عصبی - عضلانی این افراد تغییر یافته و سبب اختلال در کنترل بدن این افراد گردد (۱۶). گروهی از محققین بر روی اثر برخی از ناهنجاری های وضعیتی اندام تحتانی نظیر دفورمیتی های ساختاری پا و مچ پا بر روی عملکرد تعادلی پرداخته اند (۱۷)، اما منابع و اسناد بسیار محدودی در ارتباط با نقش دفورمیتی های زانو بر روی کنترل تعادل بدن وجود دارد. گروهی از محققین بیان داشته اند که اختلالات و آسیب های زانو مانند استئوآرتریت ممکن است سبب عدم هماهنگی مفصل زانو و افزایش میزان نوسانات وضعیتی بدنی (Postural sway) و در نتیجه کاهش کنترل تعادل بدن شود (۱۸، ۱۹).

علاوه بر آن در تحقیقات معدود انجام شده در اختلالات ناحیه زانو، به بررسی تعادل استاتیکی در

شیوع ۷۳ درصدی ناهنجاری های اندام تحتانی را در بین دانش آموزان راهنمایی پسر تهران گزارش کرد (۲). بابایی لاهیجانی نیز شیوع ۶۰ درصدی را در بین دانش آموزان ۱۱-۷ سال رشت گزارش نمود (۳). شجاع الدین نیز شیوع ناهنجاری های وضعیت بدنی را در ۶۹/۷۳ درصد دانش آموزان شهرستان دماوند گزارش کرد که از این بین ۲۰/۹۱ درصد به عارضه زانوی ضربدری اختصاص داشت (۴). اختلال و بد شکلی در مفصل زانو، به دلیل اهمیت این مفصل در جابجایی و انجام حرکات، فعالیت های روزانه و مهارت های مختلف ورزشی از اهمیت ویژه ای برخوردار است. اخوی راد و همکارانش بد شکلی های اندام تحتانی ۱۰۰۰ دانش آموز ۱۴-۱۸ سال را بررسی و از بین شیوع ۳۰/۴ درصدی ناهنجاری های زانو، والگوس زانو ۲/۹ درصد را به خود اختصاص داد (۵). وجود گیرنده های مکانیکی در لیگامان های متقاطع قدامی و خلفی، لیگامان های جانبی و مینیسک در زانو (۶)، وجود اختلال و انحراف در راستای وضعیت بدنی مطلوب در این مفصل، موجب تغییر در چگونگی توزیع وزن شده و در نتیجه ایجاد تغییر و فشار به ساختار زانو و بافت های اطراف آن شود. این امر باعث کاهش کارآیی مکانیکی فرد شده و او را مستعد آسیب های عضلانی یا عصبی می کند (۷) و یا ممکن است منجر به بد قرار گرفتن کشکک و ناپایداری لیگامان های زانو شود که سبب اشکال در راه رفتن و دویدن، همچنین بد شکلی اندام تحتانی شود (۸). بر اساس مطالعات موجود، والگوس غیر طبیعی زانو در هنگام راه رفتن به ویژه در مرحله استانس (سکون) و یا در موقع فرود در اجرای ورزش های مختلف با برخی از آسیب های شایع زانو نظیر آسیب لیگامنت متقاطع قدامی و نیز آسیب و درد سندرم پتلافلورال مرتبط است (۹، ۱۰).

والگوس یا ضربدری شدن زانو با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی وضعیت بدنی در اندام تحتانی، به نوبه

هنگام مواجهه با اعمال شتاب بیرونی توجه نشده است. با اعمال اغتشاش بیرونی در بررسی بالانس، می توان به طور دقیق تر به نقش سیستم های دخیل در حفظ کنترل تعادل بدن و استراتژی های متخذه جهت بازیابی تعادل پرداخت (۲۰). از سوی دیگر بررسی فعالیت عضلانی در بازیابی تعادل پس از اعمال اغتشاش ناگهانی در وضعیت بدنی می تواند علاوه بر برجسته کردن نقش عضلات در کنترل بدن، در برنامه ریزی درمانی در افراد مبتلا به ناهنجاری های زانو راه گشا باشد. از سوی دیگر، با توجه به نقش زانو در انجام حرکات مختلف و تعامل با مفاصل ران و مچ پا در ایجاد راستای طبیعی اندام تحتانی، بررسی دقیق آثار ناهنجاری های وضعیتی در ناحیه زانو می تواند اطلاعات مفیدی را در جهت طراحی برنامه های درمانی غیر تهاجمی در اختیار محققین و درمانگران قرار دهد. بنابراین، هدف این مطالعه ارزیابی پاسخ وضعیتی در بازیابی تعادل بدن پس از اعمال اغتشاش ناگهانی در افراد با زانوی ضربدری در مقایسه با افراد گروه کنترل بود.

روش بررسی:

این پژوهش یک مطالعه از نوع مورد شاهدهی می باشد. جامعه مورد مطالعه، دانش آموزان با زانوی ضربدری در شهرستان همدان بودند که تعداد ۱۶ نفر از آنان با میانگین سن $15/05 \pm 0/64$ سال، میانگین قد $164/94 \pm 3/1$ سانتی متر و میانگین وزن $59/09 \pm 2/22$ کیلوگرم از طریق نمونه گیری در دسترس انتخاب و در گروه تجربی جای گرفتند. تعداد ۱۶ نفر آزمودنی فاقد عارضه زانوی ضربدری با میانگین سن $15/22 \pm 0/76$ سال، میانگین قد $166/81 \pm 3/37$ سانتی متر و میانگین وزن $58/78 \pm 3/4$ کیلوگرم به روش جور کردن و همتا سازی با گروه تجربی، انتخاب و در گروه کنترل قرار گرفتند. معیارهای ورود برای گروه کنترل، عدم سابقه جراحی، شکستگی یا بدشکلی در اندام تحتانی و به ویژه در ناحیه زانو و کف پا، عدم وجود درد و التهاب

مفصلی و عدم ابتلا به بیماری های اثرگذار بر تعادل بود. افراد گروه تجربی ضمن برخورداری از معیارها و ویژگی های گروه کنترل تنها در ناحیه زانو دارای دفورمیتی والگوس بودند. کلیه اندازه گیری ها در آزمایشگاه آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه بوعلی سینا انجام گردید. برای اندازه گیری میزان والگوس زانو از کولیس استفاده شد. به این منظور، فاصله بین دو قوزک داخلی مچ پا در حالت ایستاده، در حالی که فرد بدون هیچ گونه فشار و انقباض غیر طبیعی در عضلات دو اپی کنذیل داخلی ران را به هم چسبانده بود اندازه گیری شد. افرادی که دارای فاصله دو قوزک داخلی بین ۶ تا ۱۰ سانتیمتر بودند، به عنوان گروه تجربی و افرادی با فاصله قوزک داخلی کمتر از ۰/۵ سانتی متر به عنوان گروه کنترل انتخاب شدند (۲۱).

برای سنجش تعادل، مسافت جابجایی مرکز فشار پاها (COP = center of pressure) با استفاده از دستگاه فوت اسکن (ساخت کشور بلژیک) به عنوان روشی معتبر (۲۲) استفاده شد. این سیستم اطلاعات مربوط به فشار کف پاها و میزان جابجایی را از طریق صفحه اندازه گیری با ابعاد 50×100 سانتی متری که از تعداد ۸۱۹۲ حسگر با فرکانس نمونه برداری ۲۵۳ هرتز تشکیل شده جمع آوری و تجزیه و تحلیل می نماید. سیستم بر روی صفحه متحرکی نصب و با رها کردن وزنه ای برابر با ده درصد وزن بدن هر آزمودنی که توسط نواری به بدن آزمودنی متصل می شد، اغتشاش مورد نظر به بدن آزمودنی اعمال می شد. آزمودنی، برای مقابله با بی ثباتی ایجاد شده در اثر اعمال آشفتگی، درصدد تنظیم تعادل و ثبات بدن و بازگشت به وضعیت پیش از اعمال اغتشاش بر می آمد. اعمال اغتشاش ناگهانی در جهات قدامی، خلفی و جانبی (جهات راست و چپ بدن آزمودنی) اعمال می گردید. دستگاه الکترومایوگرافی، فعالیت عضلات را یک ثانیه قبل از اعمال اغتشاش تا ۴ ثانیه بعد از آن ثبت می کرد. به منظور ثبت امواج الکترومایوگرافی سطحی، ابتدا موهای

کمر دارای تکیه گاه)، ثبت گردید که در این حالت آزمودنی تلاش می کرد تا در برابر مقاومت ثابت حرکت پلاتنار فلکشن را به صورت ایزومتریک انجام دهد، در حالی که به ترتیب، برای اندازه گیری MVIC در عضله درشت نئی قدامی و نازک نئی طویل در همین وضعیت و در دو حرکت دورسی فلکشن و اورژن حرکت به صورت ایزومتریک انجام شد. تکرارهای MVIC برای دو عضله نزدیک کننده طویل و کشنده پهن نیام به ترتیب در حالت اداکشن ایزومتریک (زاویه بین دو پا ۹۰ درجه، فرد نشسته بر روی صندلی دارای تکیه گاه) و آبداکشن ایزومتریک (در حالت ایستادن آناتومیکی) اجرا شد. به منظور کوتاه شدن مدت زمان آزمون و جلوگیری از خستگی، آزمودنی ها ۲ تکرار ۳ ثانیه ای MVIC، برای هر عضله یا گروه عضلانی و به صورت تصادفی اجرا نمودند و بین هر تکرار حدود ۱ دقیقه استراحت به آزمودنی ها داده شد. برای تجزیه و تحلیل اطلاعات خام بدست آمده از الکترودهای سطحی، از نرم افزار Mega Win 3.0.1 و فیلتر میانگذر ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده گردید. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آمار توصیفی و آزمون تی مستقل برای مقایسه گروه ها استفاده گردید ($P < 0.05$).

یافته ها:

مسافت جابجایی مرکز فشار پاها (COP) در گروه زانوی ضربدری در مقایسه با گروه کنترل در تمامی جهات به صورت معنی داری بیشتر بود ($P < 0.05$) (جدول شماره ۱).

بررسی میزان فعالیت الکترومایوگرافی نرمالایز شده (%MVIC) عضلات مورد بررسی در این مطالعه، نشان داد، میزان فعالیت عضلات دوقلو داخلی، دوقلو خارجی، نازک نئی بلند و درشت نئی قدامی برای

سطوح مورد نظر تراشیده و پوست با پنبه و الکل ایزوپروپیل ۵ درصد آماده الکتروگذارای گردید. سپس، الکترودهای چسبیده یکبار مصرف Ag-AgCl با فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی متر، بر روی عضلات مورد نظر پای راست شامل بخش خارجی و داخلی عضله دو قلو، نازک نئی بلند، درشت نئی قدامی، پهن داخلی، پهن خارجی، دوسرانی، نیم وتری، نزدیک کننده طویل و کشنده پهن نیام بر اساس دستورالعمل SENIAM نصب گردیدند (۲۳). الکتروود اتصال به زمین روی استخوان درشت نی قرار داده شد. آنگاه اطلاعات الکتریکی عضلات با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی بی سیم ۱۶ کاناله (ساخت کشور فنلاند) (Biomonitor ME6000 T16, Mega Electronics Ltd) و با فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز و نسبت سیگنال به نویز ۹۰ دسی بل جمع آوری گردید. اطلاعات الکترومایوگرافی خام با شیوه ریشه میانگین مجذور (root mean square= RMS) تحلیل شد. برای نرمالایز کردن سیگنال های الکترومایوگرافی، اطلاعات RMS هر عضله به مقدار حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (maximum voluntary isometric contraction= MVIC) آن عضله تقسیم و سپس در عدد صد ضرب گردید.

تکرار های MVIC در عضله پهن داخلی و پهن خارجی در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه مفصل ران و فلکشن ۹۰ درجه مفصل زانو و حین اجرای حرکت اکستنشن زانو در حالت نشسته (بر روی دستگاه جلو ران و در حالت ایزومتریک) انجام شد. همچنین عضلات دو سررانی و نیم غشایی، در همان وضعیت قبلی، مفصل ران و زانو و در حین اجرای حرکت فلکشن MVIC ثبت شد (۲۴). تکرار های MVIC برای بخش داخلی و خارجی عضله دوقلو در حالت اکستنشن کامل زانو و میچ پا دارای زاویه ۹۰ درجه (در حالت نشسته و ناحیه

جدول شماره ۱: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد مسافت جابجایی مرکز فشار پاها (COP) در گروه‌های تحقیق هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی در چهار جهت اندازه گیری شده.

گروه	جهت	جهت قدامی	جهت خلفی	جانب خارجی	جانب داخلی
زانوی ضربدری	۵۸۹±۲۳۸/۰۸	۵۰۶/۷۱±۲۰۵/۱	۵۶۹/۳۸±۲۴۲/۰۶	۴۷۳/۶۷±۱۹۱/۵۷	
کنترل	۳۴۹/۹۶±۷۷/۶۵	۳۵۷/۷۳±۱۰۵/۷۴	۳۰۵/۹۲±۷۷/۰۲	۲۹۵/۹۶±۶۰/۸۷	
Pvalue	۰/۰۰۱	۰/۰۱۵	۰/۰۰۱	۰/۰۰۲	

کنترل بدن هنگام مواجهه با اغتشاش اعمال شده از سمت راست بدن (جانب خارجی) و از سمت چپ بدن (جانب داخلی) در آزمودنی‌ها با زانوی ضربدری یا والگوس نسبت به گروه کنترل بیشتر بود. علی‌رغم وجود اختلاف، تنها در میزان فعالیت الکترومیوگرافی بخش خارجی عضله دوقلو، هنگام مواجهه با آشفتگی از سمت راست از لحاظ آماری اختلاف معناداری داری (P=۰/۰۴۳) وجود داشت. از سوی دیگر، میزان فعالیت

جدول شماره ۲: مقایسه میانگین و انحراف استاندارد میزان فعالیت عضلات (RMS) نرمالایز شده، هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی در چهار جهت اندازه گیری شده.

عضلات	جهت قدامی		جهت خلفی		جانب خارجی		جانب داخلی	
	زانوی ضربدری	کنترل	زانوی ضربدری	کنترل	زانوی ضربدری	کنترل	زانوی ضربدری	کنترل
دو قلو خارجی	*۱۶/۲۶±۶/۸۸	۱۱/۰±۴/۵۷	۱۳/۵۹±۵/۷۶	۱۱/۴۲±۴/۳۲	*۹/۵۵±۲/۶۵	۷/۵۵±۲/۹۷	۱۱/۱۴±۵/۲۷	۸/۶۲±۳/۷۹
دو قلو داخلی	۱۳/۵۸±۵/۵۶	۱۲/۱۱±۶/۳۱	۱۵/۹۶±۱۲/۲۱	۱۴/۰۵±۵/۴۳	۸/۹۳±۴/۷۲	۷/۱۳±۲/۲۳	۱۰/۵۵±۵/۸۱	۸/۵۳±۲/۸
نازک نئی طویل	*۲۳/۶±۹/۸۳	۱۵/۹۰±۷/۶۳	*۱۷/۴۸±۶/۸۳	۱۵/۵۳±۱۴/۶۵	۹/۸۵±۴/۳۶	۸/۷۵±۴	۱۱/۵۱±۶/۰۵	۱۰/۶۵±۸/۳
درشت نئی قدامی	۲۹/۶۹±۱۹/۹۳	۱۴/۵۷±۱۰/۱۷	۱۰/۹۵±۵/۶۲	۸/۶۷±۸/۴۰	۹/۰۵±۸/۱۱	۴/۷۶±۲/۳۶	۱۲/۰۸±۱۱/۷	۷/۱۰±۵/۹۲
پهن خارجی	۱۴/۵۷±۱۰/۴۶	۱۷/۲۳±۱۴/۳۸	*۵/۸۷±۳/۹۰	۱۶/۶۴±۱۴/۲۲	۴/۳۷±۲/۷۴	۷/۷۳±۶/۱۴	۴/۹۲±۳/۹۰	۷/۴۷±۵/۸۸
پهن داخلی	۱۲/۷۳±۱۰/۵۴	۱۹/۷۹±۱۷/۷۸	*۴/۴۹±۲/۴۶	۱۶/۵۹±۱۶/۲۶	*۲/۹۹±۱/۵۸	۶/۵۶±۶/۵۵	۳/۶۱±۴/۱	۵/۹۹±۶/۱۶
دو سر رانی	۸/۶۵±۵/۳۹	۱۴/۰±۲۱/۷۶	۶/۳۷±۲/۵۷	۸/۰۵±۳/۹۸	۵/۵۳±۴/۶۵	۷/۲۲±۵/۳۶	۷/۰۵±۵/۴۳	۶/۱۳±۳/۶۶
نیم وتری	*۶/۷۵±۲/۵۳	۴/۳۶±۲/۵۸	۷/۸۶±۴/۳۳	۵/۴۴±۲/۸۵	*۵/۱۶±۴/۵۶	۲/۵۴±۱/۶۰	۴/۷۳±۲/۹۱	۳/۰۵±۳/۳
نزدیک کننده طویل	۹/۷۴±۸/۰۶	۷/۹۵±۷/۲۱	۴/۰۳±۱/۴۷	۶/۱۳±۶/۱۷	۳/۷۷±۱/۷۲	۳/۱۹±۲/۴۴	۴/۶۷±۴/۵۲	۷/۸۵±۶/۶
کشنده پهن نیام	۹/۶۳±۶/۸۲	۸/۶۵±۴/۵۳	۴/۹۳±۲/۶۰	۶/۸۲±۳/۶۴	۶/۶۱±۳/۳۷	۷/۵۴±۳/۶	۷/۹۷±۴/۳۷	۷/۹۶±۳/۱۱

*P < ۰/۰۵ بین گروه زانوی ضربدری با گروه کنترل

الکترومایوگرافی عضلات ساق پا برای کنترل وضعیت بدنی پس از اعمال اغتشاش از جهات قدامی و خلفی برای بازیابی تعادل نیز در گروه زانوی ضربداری بیشتر از گروه کنترل بود، اما به لحاظ آماری تنها میزان اختلاف فعالیت عضلات درشت نئی قدامی ($P=0/013$)، نازک نئی طویل ($P=0/019$)، نیم وتری ($P=0/013$) و بخش خارجی عضله دوقلو ($P=0/016$) در جهت قدامی، دو عضله پهن داخلی ($P=0/010$) و خارجی ($P=0/009$) در جهت خلفی و هنگام اعمال شتاب و دو عضله پهن داخلی ($P=0/049$) و نیم وتری ($P=0/044$) هنگام اعمال شتاب از سمت راست بین گروه ها به طور معناداری اختلاف وجود داشت (جدول شماره ۲).

بحث:

هدف این تحقیق ارزیابی پاسخ وضعیتی و فعالیت الکترومایوگرافی سطحی منتخبی از عضلات اندام تحتانی افراد دارای زانوی ضربداری در مقایسه با گروه کنترل برای بازیابی تعادل بدن، هنگام مواجهه با اغتشاش ناگهانی بیرونی می باشد. نتایج این پژوهش نشان داد که مسافت جابجایی COP در دانش آموزان دارای زانوی ضربداری نسبت به همسالان نرمال، در هر یک از چهار جهت قدامی، خلفی، جانب داخلی و جانب خارجی به طور جداگانه بیشتر می باشد. این امر نشان دهنده عملکرد تعادلی ضعیف تر این افراد در مواجهه با اغتشاش بیرونی می باشد. پژوهش های پیشین انجام شده بر روی افراد دارای استئوآرتریت زانو، عملکرد ضعیف تر تعادلی این افراد را در مقایسه با گروه فاقد بیماری نشان داده است (۱۹،۱۸). Lytinen و همکاران، عدم وجود اختلاف معناداری دار در میزان تعادل افراد دارای استئوآرتریت زانو در مقایسه با افراد نرمال را گزارش نمودند (۱۵). در این گزارش، یکی از دلایل احتمالی وجود اختلاف نتایج در مقایسه با سایر پژوهش ها را یادگیری و آشنایی کامل آزمودنی ها با

اجرای تست در نتیجه تکرارهای زیاد، استفاده از تست های مختلف برای اندازه گیری تعادل، عدم وجود یک تست واحد برای اندازه گیری تعادل و همچنین تاثیر سیستم های درگیر در تعادل معرفی کردند. به اعتقاد آنان، هر چند که تست های ایستادن روی یک پا، با چشم های باز و یا بسته آزمون های مناسبی هستند، اما تست های ساده ای برای نشان دادن دقیق میزان تعادل ایستا و کنترل بدن محسوب می شوند. بنابراین در پژوهش حاضر، برای بررسی دقیق تر عملکرد تعادلی از روش اعمال اغتشاش و شتاب ناگهانی در وضعیت بدنی استفاده شد (۲۰). تعدادی از پژوهش ها بیان نموده اند که در مقایسه با کنترل بدن در جهت قدامی-خلفی، کنترل تعادل در جهت جانب خارجی-جانب داخلی استراتژی کنترل بدن عمدتاً در مفصل ران و تنه رخ داده و میزان مشارکت استراتژی مچ پا کمتر است (۲۶،۲۵). برای کنترل بدن، هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی در صفحه فرونتال، عضلات آبداکتور ران (کشنده پهن نیام و سرنی میانی) و گروه عضلات آداکتور ران برای کنترل نوسانات بدن به ترتیب هنگام بارگیری و عدم بارگیری دو پا فعال می باشند (۲۷،۱۲) و نیاز کمتری به فعالیت سایر عضلات اندام تحتانی می باشد. در مقابل این نظر، یافته های تحقیق حاضر نشان داد که فعالیت الکتریکی عضلانی جهت بازیابی تعادل پس از اعمال اغتشاش بیرونی در صفحه فرونتال از سمت چپ، میزان فعالیت الکترومایوگرافی (RMS) عضلات ساق، عضله نیم وتری و عضله دوسر رانی در افراد دارای زانوی ضربداری نسبت به گروه نرمال بیشتر می باشد. به نظر می رسد که علت افزایش فعالیت عضله دو سر رانی (علی رغم دارا بودن مزیت مکانیکی بیشتر) هنگام اعمال شتاب از سمت چپ، کاهش کارایی عضله نیم وتری به دلیل کاهش مزیت مکانیکی و در نتیجه وارد آمدن فشار بیشتر بر عضله دوسر رانی باشد. البته این نکته را باید در نظر داشت که اثبات هر چه بهتر این موضوع نیاز به

عضلات چهار سر ران و سپس عضلات شکم بیان نمودند (۱۳). در پژوهش حاضر، هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی در جهت قدامی سه عضله درشت نئی قدامی، نازک نئی بلند و بخش خارجی عضله دوقلو به طور معنی داری در افراد دارای زانوی ضربداری فعالیت الکترومایوگرافی بیشتری را نشان دادند. برخی از محققین بیان نموده اند که حمایت کننده اصلی قوس پا در حالت ایستا لیگامانها بوده و در عین حال عضله درشت نئی قدامی نقش موثری را حرکت اینورژن میچ پا ایفا می کند که سبب حمایت در حفظ قوس طولی داخلی پا می شود (۲۸). افزایش معنی دار فعالیت الکترومایوگرافی عضله درشت نئی قدامی ممکن است نشان دهنده تلاش عضله برای افزایش پایداری (Stability) ساختار پا باشد (۲۸). این امر نشان دهنده این مطلب است که در بین دورسی فلکسورها، عضله درشت نئی قدامی به دلیل مزیت مکانیکی بالا قوی ترین دورسی فلکسور میچ پا محسوب می گردد. نتایج تحقیقات نشان داده است زمانی که میچ پا در وضعیت خنثی (Neutral) قرار دارد، تحریک الکتریکی عضله درشت نئی قدامی حدود ۴۲ درصد از مجموع گشتاور دورسی فلکشن تولید شده به وسیله دورسی فلکسورها را تولید می کند (۲۹). با توجه به موارد ذکر شده، تقویت این عضله باید در برنامه تمرینی افراد دارای والگوس زانو مورد توجه ویژه قرار گیرد. در مقابل، فعالیت الکترومایوگرافی بالا در عضله نازک نئی بلند و بخش خارجی عضله دوقلو (آنتاگونیست عضله درشت نئی قدامی) هنگام مواجهه با آشفتگی در جهت قدامی در افراد دارای زانوی ضربداری را می توان به دلیل هم انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست در این گروه از افراد، برای غلبه بر ناپایداری وضعیت بدنی هنگام مواجهه با آشفتگی نسبت داد. برخی از مطالعات بیان نموده اند که هماهنگی و تعادل بین بخش های مختلف عضله چهارسرران به خصوص هماهنگی بین دو عضله پهن خارجی و پهن داخلی سبب کنترل حرکت

پژوهش های بیشتری دارد. هنگام اعمال شتاب از سمت راست میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضله نیموتری در گروه تجربی به صورت معنی داری نسبت به گروه کنترل بیشتر می باشد، از آنجایی که سر تحتانی این عضله از جانب داخلی مفصل زانو عبور می کند با تغییر شکل زانو به حالت والگوس، جهت عملکرد تارهای این عضله تغییر می کند که سبب کاهش کارآیی این عضله جهت تولید میزان گشتاور یکسان در مفصل می شود و در نتیجه نیاز به میزان فعالیت بیشتری توسط عضله می باشد. نکته جالب توجه در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات، کمتر بودن نسبی فعالیت عضله پهن خارجی در افراد دارای والگوس زانو در مقایسه با گروه نرمال در صفحه فرونتال می باشد. همانطور که مشاهده می شود در صفحه فرونتال هنگام اعمال آشفتگی از سمت راست در مقایسه با اعمال شتاب از سمت چپ میزان اختلافات معنی دار بیشتری در میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بین دو گروه وجود دارد، به نظر می رسد که دلیل این امر در پژوهش حاضر به این برگردد که فعالیت عضلانی اندام سمت راست آزمودنی ها مورد بررسی قرار گرفته است، در نتیجه هنگام اعمال شتاب از سمت راست تفاوت بیشتر در دو گروه مشاهده شده است. در جهت قدامی و خلفی نیز، عضله پهن داخلی بر خلاف تصور، در افراد دارای والگوس زانو فعالیت کمتری را نشان داد. اگر چه این اختلاف در جهت قدامی معنی دار نبود اما به نظر می رسد که علت کمتر بودن میزان فعالیت دو عضله پهن داخلی و خارجی به دلیل وضعیت قرارگیری رانها، چرخش داخلی و افزایش زاویه Q angle، در عارضه زانوی ضربداری، سبب پایداری غیر فعال بیشتر ران شده و کاهش تعداد واحدهای حرکتی فعال شده و فعالیت الکتریکی عضلات را در این ناحیه کمتر می کند. Horak و Nashner الگوی فعالیت عضلانی هنگام مواجهه با آشفتگی بیرونی بدن در جهت قدامی را به ترتیب، عضله درشت نئی قدامی و به دنبال آن گروه

کشکک و حفظ راستای صحیح آن (به ویژه در ۳۰ درجه ابتدایی که ثبات مفصل کشککی-رانی از طریق عوامل استخوانی تامین نمی‌گردد) در شیار تروکلیا می‌شود (۳۰). نیرو و سرعت انقباضی بیشتر عضله پهن خارجی نسبت به پهن داخلی می‌تواند سبب تمایل حرکت کشکک به سمت خارج شده و باعث مبتلا شدن فرد به سندرم درد قدامی زانو شود، مگر اینکه الگوی فعالیت عضلات به گونه ای این اختلاف را پوشش دهد (۳۰). یک استراتژی احتمالی این است که سیستم عصبی مرکزی می‌تواند با کنترل الگوی فعالیت این دو عضله از دو روش تنظیم زمان بندی و وارد عمل کردن پهن داخلی قبل از پهن خارجی و یا بیشتر بودن شدت فعالیت پهن داخلی نسبت به پهن خارجی، این تمایل حرکت کشکک به خارج را کاهش دهد (۳۰). نتایج پژوهش‌های پیشین بیان نموده اند که هنگامی که اغتشاش در جهت قدامی به فرد وارد می‌شود، گروه عضلات چهارسران نقش مهمی را برای جلوگیری از حرکت بدن به سمت عقب ایفا می‌نمایند (۱۳). در افراد نرمال میزان فعالیت عضله پهن داخلی هنگام مواجه شدن با اغتشاش نسبت به عضله پهن خارجی بیشتر می‌باشد در حالی که این موضوع در افراد دارای زانوی ضربداری صادق نمی‌باشد (جدول شماره ۲). در نتیجه افراد دارای زانوی ضربداری ممکن است مستعد ابتلا به سندروم درد قدامی زانو بوده و برای جلوگیری از این موضوع انجام تمرینات تقویتی برای عضله پهن داخلی در این گروه از افراد کمک کننده به نظر می‌رسد. با توجه به نتایج حاصله می‌توان بیان کرد که افراد دارای والگوس زانو علی‌رغم فعالیت عضلانی بیشتر در برخی از عضلات و به دنبال آن صرف انرژی بیشتر و افزایش نیروهای وارده بر مفصل (۲۸)، از عملکرد تعادلی کمتری در مقایسه با گروه همسالان نرمال برخوردار هستند. فعالیت بیشتر عضلات ساق پا در افراد دارای والگوس زانو نشان دهنده وابستگی بیشتر این افراد به

استراتژی مچ پا در مقایسه با افراد نرمال است. با توجه به سن کم آزمودنی‌های این پژوهش در مقایسه با پژوهش‌های پیشین (۱۸، ۱۹) و همچنین توجه به این موضوع که هیچ یک از آزمودنی‌ها در مفاصل زانو و ران نشانه‌ای از درد هنگام انجام فعالیت‌های روزانه نداشتند، احتمالاً بتوان ضعیف تر بودن تعادل افراد با زانوی ضربداری در مقایسه با افراد فاقد این عارضه را به عوامل مکانیکی و ضعف عضلانی نسبت داد.

نتیجه گیری:

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که افراد با زانوی ضربداری در مقایسه با افراد نرمال در بازیابی تعادل بدن پس از برهم خوردن تعادل با اعمال اغتشاش بیرونی از عملکرد ضعیف تری برخوردار هستند. اهمیت موضوع کنترل بدن در سنین کهنسالی، لزوم توجه به نوجوانان دارای والگوس زانو از سنین پائین را روشن می‌سازد و اتخاذ شیوه‌هایی برای بهبود تعادل و کنترل بدن را می‌طلبد. از سوی دیگر تقویت عضله پهن داخلی در افراد دارای والگوس زانو نه تنها می‌تواند در بهبود کنترل تعادل بدن موثر باشد، بلکه برای جلوگیری از ابتلا این افراد به سندرم درد قدامی زانو ضروری به نظر می‌رسد. نتایج حاصله از این تحقیق، به عنوان اولین کار در بررسی چگونگی پاسخ وضعیتی بدن به بازیابی تعادل پس از اغتشاش ناگهانی در افراد با عارضه زانوی ضربداری، می‌تواند در جهت آموزش کنترل وضعیت بدنی در افراد مبتلا به زانوی ضربداری در مواجهه با اغتشاشات بیرونی برهم زننده تعادل بدن استفاده کرد. البته نیاز به انجام تحقیقات بیشتر در این حوزه، برای تعیین چگونگی اثر گذاری استراتژی‌های متخذه جهت بازیابی کنترل تعادل بدن پس از اعمال اغتشاش بیرونی در افراد با ناهنجاری‌های ساختاری زانو احساس می‌شود. نتایج این تحقیق می‌تواند در هدفمند کردن تصمیمات اصلاحی و درمانی ضعف تعادلی در افراد با

تشر و قدردانی:

بدشکلی های ساختاری زانو موثر باشد. بدیهی است
بررسی دقیق تر در این موضوع می تواند اطلاعات
جامع تری را در اختیار محققین قرار دهد.

بدینوسیله از تمامی کسانی که ما را در این طرح
یاری نمودند قدردانی می گردد.

منابع:

1. Stroebel S, De Redder JH, Wilders CJ, Ellis SM. Differences in body composition and prevalence for postural deviations in girls from two racial groups in South Africa. *South African J Res Sport*. 2009; 31(2): 119-33.
2. Daneshmani H. [Survey of incidence and causes of lower limb deformities among Tehran students. [Dissertation] Tehran: Tarbiat Modares University; 1989.] Persian
3. Babaie Lahijani F. [An investigation of prevalence of lower limb deformities in Rasht District students aged 7-11 years old. [Dissertation] Tehran: Tarbiat Modares University; 1994.] Persian
4. Shojjaeddin SS. [The study of skeletal deformity and relationships with selected individual characteristics in boy students of Damavand secondary schools. *J Sport Mov Sci*. 2004; 3: 31-41.] Persian
5. Akhavi Rad MB, Mehdi Barzi D, Jashn S, Radmanesh M. [Prevalence of foot and knee deformities among high school female students in Tehran District No.5. *Hakim res J*. 2006; 9(2): 18-24.] Persian
6. Dell Valle ME, Harwin SF, Maestro A, Murcia A, Vega JA. Immunohistochemical analysis of mechanoreceptors in human posterior cruciate ligament: a demonstration of its proprioceptive role and clinical relevance. *J Arthroplasty*. 1998; 13(8): 916-22.
7. Hrysmallis C, Goodman C. A review of resistance exercise and posture realignment. *J Strength Cond Res*. 2001; 15(3): 385-90.
8. Garakhanloo R, Alizadeh MH, Daneshmandi H. [Corrective exercises. 3rd ed. Tehran: Jahad Daneshgahi Pub; 2002.] Persian
9. Hewett T, Myer G, Ford K, Heidt R, colosimo A, McLean S, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2005; 33: 492-501.
10. Willson J, Davis I. Utility of frontal plane projection angle in females with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2008 Oct; 38(10): 606-15.
11. Shunway-Cook A. Motor control theory and practice application. 2nd ed. New York: Lippincott Williams and Wilkins; 2001.
12. Winter DA, 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.
13. Horak F, Nashner L. Central programming of postural movements: Adaptation to altered support surface configurations *J Neurophysiol*. 1986 Jun; 55(6): 1369-81
14. Brown LA, Shumway-Cook A, Woolalacott MH. Attentional demands and postural recovery: the effects of aging. *J Gerontology*. 1999; 54(4): M165-171.

15. Lytinen T, Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JPA. Postural control and thigh muscle activity in men with knee osteoarthritis. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010 Dec; 20(6): 1066-74.
16. Kendal FP, McCreary, Provance PG, Rodgers MM, Rmani WA. *Muscles testing and function with posture and pain.* 5th ed. NewYork: Lippincott Williams and Wilkins; 2005.
17. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train.* 2002 Jun; 37(2): 129-32.
18. Hassan B S, Mockett S, Doherty M, Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Ann Rheum Dis.* 2001 Jun; 60(6): 612-8.
19. Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology (Oxford).* 2002; 41(12): 1388-94.
20. Winter DA. *ABC. (Anatomy, Biomechanics, Control) of Balance during Standing and Walking.* Ontario: Waterloo Biomechanics; 1995.
21. Magee D. *Orthopedic physical assessment.* 4th ed. Edmonton, Alberta: Saunders Elsevier; 2006.
22. Dixon SJ, Low DC. Footscan pressure insoles: accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait Posture.* 2010 Oct; 32(4): 664-6.
23. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G. *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. Proceedings of the 1st General SENIAM Workshop, Torino, Italy; 1999.*
24. Mohebbi H, Noraste A, Farahani H. [Comparison of EMG activity of the flexor and extensor muscles in two different ways of squat. *J Olympic.* 2008; 2(46): 7-16.] Persian
25. Kapteyn TS. Afterthought about the physics and mechanics of postural sway. *Agressologie.* 1973 Sep; 14(Spec No C): 27-35.
26. Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Masden CD. 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.
27. Horak F, Moore S. Lateral postural responses: the effect of stance width and perturbation amplitude. *Phys Ther.* 1989; 69: 363-71.
28. Oatis Carol A. *Kinesiology the mechanics and pathomechanics of human movement.* 2nd ed. Champaign (IL): Human Kinetics; 2009.
29. Marsh E, Sale DG, McComas AJ, Quinlan J. Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans. *J Appl Physiol.* 1981 Jul; 51(1): 160-7.
30. Skolk S, Snyder – Mackler L. *Physical therapy in sport and exercise: Patello femoral joint.* NewYork: Churchill Livingstone; 2003.

Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum

Rabiei M (MSc), Jafarnejhad-Gre T (MSc), Binabaji H (MSc), Hosseininejad E (MSc),
Anbarian M (PhD)*

Physical education and Sport Sciences Dept., Bu Ali Sina University, Hamedan, I.R. Iran.

Received: 17/Jul/2011 Revised: 23/Dec/2011 Accepted: 5/May/2011

Background and aims: The lower extremity deformities have been considered to change the relations between body segments. Postural stability could be affected by these changes in the alignment and positioning of the body segments. The purpose of this study was to examine postural response and surface electromyographic activity of selected lower limb muscles to recover upright posture following a sudden external perturbation among individuals with genu valgum in comparison with age matched healthy controls.

Methods: In this case-control study, sixteen subjects with genu valgum and sixteen age-matched healthy controls were participated. With unexpected perturbation, the displacement of the center of pressure (COP) and surface electromyographic activity of selected lower limb muscles were collected. Data were analyzed using independent t-test ($P < 0.05$).

Results: The genu valgum group had a greater COP displacement after perturbation in comparison with the control group ($P < 0.05$). Activities of some of the lower limbs muscles were significantly higher in genu valgum group in comparison with controls group after perturbation in different directions.

Conclusion: These findings illustrate that abnormal lower limb alignment as risk factor can decrease postural reaction strategy in response to a sudden balance perturbation. Designing a strength training program for vastus medialis muscle may have beneficial effects in the prevention of knee injuries in individuals with knee valgus deformity.

Keywords: Center of pressure, Electromyographic activity, Genu valgum, Postural control, Sudden perturbation.

Cite this article as: Rabiei M, Jafarnejhad-GroT, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. *J Shahrekord Univ Med Sci.* 2012 May, June; 14(2): 90-100. [Persian]

***Corresponding author:**

Physical Education and Sport Sciences Dept., Faculty of human sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, I.R. Iran. Tel: 00988118290750, E-mail: m_anbarian@yahoo.com