مقایسه نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن مردان جوان سالم و مبتلا به زانوی پرانتزی

حیدر صادقی*، سید کاظم موسوی[1]، الناز دیزجی[2]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: زانوی پرانتزی ریسک فاکتوری برای بروز استئوآرتریت زانو است. درک تغییر نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن افراد دارای زانوی پرانتزی، بینش خوبی برای پیش‌گیری از بروز استئوآرتریت زانو در این افراد خواهد داد. لذا هدف تحقیق حاضر، مقایسه نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن مردان جوان سالم و مبتلا به زانوی پرانتزی بود.

مواد و روش‌ها: ۸۰ نفر دانشجوی مرد سالم، شامل ۴۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۴۰ نفر دارای زانوی نرمال در این تحقیق شرکت کردند. ناهنجاری زانوی پرانتزی با استفاده از کولیس و گونیامتر اندازه‌گیری شد. هر آزمودنی در پنج وضعیت ایستادن روی صفحه نیروسنج قرار گرفت تا تغییرات مرکز فشار او ثبت گردید. برای تجزیه تحلیل داده‌ها از نرم افزار Matlab و SPSS و برای مقایسه متغیرهای وابسته مورد نظر از آزمون تحلیل واریانس مختلط(Mixed ANOVA) در سطح معناداری$P \leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها: نوسان پاسچر در وضعیت‌های دوپا چشم باز و وضعیت تک پا چشم باز بین دو گروه پرانتزی و نرمال تفاوت معناداری داشت($P \leq ۰/۰۵$) درحالی‌که در وضعیت‌های دوپا چشم بسته، تک پا چشم بسته و تک پا سربالا تفاوت معناداری مشاهده نشد..

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد تغییرات زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر نوسانات پاسچر تاثیرگذار باشد. احتمالاً یک دلیل بالاتر بودن خطر آسیب دیدگی و ابتلا به استئوآرتریت زانو در این افراد افزایش نوسانات مرکز فشار باشد و پیشنهاد می‌شود برای کاهش این خطرات بر تمرینات اصلاحی تمرکز شود.

کلید واژه‌ها: نوسانات پاسچر، وضعیت‌های مختلف ایستادن، مردان سالم، زانوی پرانتزی

ارجاع: صادقی حیدر، موسوی سید کاظم ، دیزجی الناز. **مقایسه نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن مردان جوان سالم و مبتلا به زانوی پرانتزی**. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۳؛ ۱۰ (۴): ۴۹۱-۴۸۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۱/۱۰ **تاریخ پذیرش:** ۱۳۹۳/۶/۲

* استاد تمام، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران (نویسنده مسؤول).

Email: sadeghih@yahoo.com

۱. کارشناس ارشد، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران.

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران.

مقدمه

انجام فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزشی نیازمند کنترل پاسچر(Posture) می‌باشد که از آن به عنوان توانائی نگهداری تعادل و جهت‌گیری بدن در محیط یاد می‌شود(۴ - ۱). ضمن اینکه افزایش پتانسیل بروز آسیب‌های فیزیکی با موضوع اختلال در تعادل مرتبط است زیرا اختلال در تعادل منجر به افزایش ریسک بروز آسیب‌دیدگی می‌شود. از بین متغیرهای مختلف مرتبط با تعادل، مرکز فشار (Center of Pressure) جایگاهی ویژه را به خود اختصاص داده است. مرکز فشار نقطه‌ای در فضای بین پاها و زمین است که در وضعیت ایستاده زیر مرکز ثقل (Center of Gravity) و روی سطح اتکا (Base of Support) قرار دارد(۵). تحقیقات افزایش نوسان مرکز فشار را مرتبط با افزایش شیوع آسیب به علت اختلال در فاکتورهای کنترل عصبی-عضلانی یا تعادل تلقی کرده اند(۳، ۶). مک کوین و همکاران (۲۰۰۰) تعادل بستکتبالیست های دبیرستانی را قبل از فصل مسابقه اندازه‌گیری کرده و گزارش کردند؛ بسکتبالیست‌هایی که تعادل ضعیف‌تری در آزمون های قبل از مسابقه داشتند، هفت برابر بیشتر از بسکتبالیست‌هایی که تعادل خوبی داشتند دچار عارضه پیچ‌خوردگی مچ پا (Ankle Sprain) در طول مسابقات شدند(۳).

ورودی‌های حسی کنترل پاسچر(دستگاه بینایی، دهلیزی(Atrial) و حسی-پیکری(Sensory -Somatic)) و سیستم‌های حرکتی (همچون قدرت و پایداری مکانیکی(Mechanical Stability)) از نیازهای اساسی حفظ پاسچر می‌باشند(۸). از این رو کاهش بازخورد آوران و یا نقص در قدرت و توانایی مکانیکی هر مفصل می‌تواند تعادل را مختل کند(۸ ، ۷). محدود کردن آوران‌های یک حس می‌تواند در برآورد اهمیت آن اطلاعات برای کنترل قامت و اینکه دستگاه عصبی مرکزی چگونه خود را با این شرایط تنظیم می‌کند، سودمند باشد(۹). بنابراین می‌توان حین کنترل قامت با موقعیت‌های مختلف ایستادن هر کدام از این حواس را دستکاری کرد. . آلپینی و همکاران(۲۰۰۸) حس بینایی ورزشکاران هاکی روی یخ را هنگام اجرای تکالیف کنترل قامت با بستن چشم آزمودنی‌ها مسدود کردند و دریافتند که کنترل قامت ورزشکاران خبره بیشتر از مبتدی و حتی افراد عادی آسیب دیده دچار اختلال گردید(۱۰). پالارد و همکاران(۲۰۰۲) اگر چه تفاوتی در تعادل ایستای جودوکاران در وضعیت چشم باز پیدا نکردند اما در حالتی‌که چشم آزمودنی‌ها بسته بود به تفاوت معنی‌دار در مقدار تعادل ایستای جودوکاران رسیدند(۱۱) و این تفاوت را به میزان استفاده از بینایی جودوکاران خبره و مبتدی نسبت دادند. در ایستادن معمولی با چشمان باز شخص با کمک هر سه سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری تعادل خود را حفظ می‌کند. ولی هنگام ایستادن با چشمان بسته، ورودی‌های حس بینایی قطع شده و شخص جهت حفظ تعادل به ورودی های سیستم دهلیزی و حسی پیکری متکی می‌شود(۱۳، ۱۲). همچنین تغییر وضعیت سر باعث فعال شدن سیستم دهلیزی شده و توزیع تون پاسچر را در گردن و اندام‌ها تغییر می‌دهد که تحت تاثیر رفلکس‌های دهلیزی-نخاعی و رفلکس دهلیزی-چشمی است(۱۳). بنابراین با گرفتن سر رو به بالا می‌توان از میان سیستم‌های آوران جهت حفظ تعادل سیستم دهلیزی را دستکاری کرد. وضعیت‌های ایستا نسبت به وضعیت‌های پویا اهمیت بیشتری دارند، زیرا که این وضعیت را می‌توان مبدا حرکت بسیاری از الگوهای وضعیتی در نظر گرفت(۱۴). حالت ایستادن به صورت دو یا تک پا از عوامل موثر در تعادل ایستا می‌باشند(۱۵).

از آنجا که پا محل تقابل بدن با زمین است، انحرافات ساختاری به ویژه زانو احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را افزایش داده و ممکن است مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌ها گردد(۱۶). از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال، ناهنجاری زانوی پرانتزی (Genu Varum) می‌باشد که شیوع آن در میان ورزشکاران و غیرورزشکاران کشور بالا است(۱۷). زانوی پرانتزی با تخریب غضروف مفصلی در بخش داخلی مفصل رانی- درشت نی(Femoral- Joint Tibial) و بروز استئوآرتریت زانو در ارتباط است(۱۸).

دفورمیتی زانوی پرانتزی با تغییر کیفیت کنترل پاسچر(۲۰، ۱۹) ، بر هم زدن خط جاذبه (Line of gravity) نسبت به سطح اتکا(Base of support) (۱)، تغییرمسیر خط جاذبه از مرکز زانو به قسمت داخلی آن(۲۱) باعث اختلال در تحمل وزن و بی ثباتی در وضعیت بدنی می‌گردد(۲۲).

در سال‌های اخیر در تحقیقات به بررسی تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتزی بر پارامترهای بیومکانیکی اندام تحتانی در حین فعالیت‌های ایستا (ایستادن روی یک پا) و پویا(راه رفتن و دویدن) پرداخته شده است(۲۵، ۲۴ ، ۲۳). نایلند و همکاران(۲۰۰۳) گزارش کردند که افراد دارای زانوی پرانتزی در مقایسه با افراد نرمال هنگام ایستادن روی یک پا، در حالتی که زانو ۲۰ درجه فلکشن دارد، دارای تعادل ضعیف‌تری هستند(۱۵).با توجه به تاثیر زانوی پرانتزی بر انحراف محور مکانیکی مفصل زانو و تاثیر سوپیناسیون بر انحراف محور مکانیکی مفصل مچ پا، نتایج تحقیقات نشان می‌دهدکه انحرافات محور مکانیکی مفاصل اندام تحتانی می‌تواند تاثیر بسزایی در بر هم خوردن تعادل داشته باشد. به‌طور خلاصه، پذیرفتنی است بهبود کنترل تعادل می‌تواند موجب بهبود عملکرد، پایداری بدن و کاهش خطر افتادن و جلوگیری از آسیب گردد(۲۷، ۲۶)، ازاین‌رو وجود یک سیستم سالم کنترل تعادل هنگام فعالیت‌های ورزشی می‌تواند موجب پایداری شود که فرد را در کنترل بهتر حرکات هنگام فعالیت ورزشی کمک نماید(۲۸).

با توجه به بالا بودن ریسک آسیب‌های ورزشی در جوانان(۲۹)، افزایش احتمال استئوآرتریت زانو در افراد دارای زانوی پرانتزی(۱۸) و با عنایت به تحقیقات محدودی که در خصوص تاثیر دفورمیتی زانوی پرانتزی بر نحوه کنترل تعادل ایستا در حالات مختلف ایستادن در دست است، هدف از انجام این تحقیق مقایسه نوسانات مرکز فشار در پنج وضعیت مختلف ایستادن در مردان جوان دارای دفورمیتی زانوی پرانتزی و طبیعی بود.

مواد و روش‌ها

جامعه‌ی آماری این تحقیق نیمه تجربی را دانشجویان مرد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران تشکیل دادند. ارزیابی اولیه‌ای از مفصل زانو با کولیس تغییر شکل یافته با دقت ۱/۱ ساخت شرکت Ltd کشور ژاپن از اعضای جامعه آماری که ۱۵۰ نفر (۷۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و ۸۰ نفر دارای زانوی نرمال) بودند، انجام گرفت. راوود و همکاران (۱۹۹۶) پایایی(Reliability) کولیس را برای اندازه‌گیری ناهنجاری‌های زانو مقداری برابر ۰/۹۸– ۰/۹۵ گزارش کردند(۳۰). معیارهای خروج افراد از تحقیق حاضر بی ثباتی و شلی(Laxity) در مفصل زانو، ورزشکار حرفه‌ای بودن، آسیب دیدگی سر در شش ماه گذشته، سابقه جراحی و آسیب دیدگی در کمر و اندام تحتانی، محدودیت فعالیت بنا به دستور پزشک، عفونت مفصلی مزمن، نداشتن قدرت نرمال و دامنه حرکتی کامل در مفاصل اندام تحتانی، استئوآرتریت زانو، معلولیت ناشی از اختلالات عصبی – عضلانی، اختلاف طول حقیقی پا بیشتر از یک سانتی‌متر از طریق معاینه آزمودنی ها، داشتن ناهنجاری‌های دیگر مثل کف پای صاف، گود و غیره بود(۲۲). برای تعیین ناهنجاری پا از آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی برادی(Brody) استفاده شد(۳۱). زاویه Q پای برتر آزمودنی‌های واجد شرایط برای انجام آزمون، با گونیامتر(Lafayette Instruments, Lafayette,IN) اندازه‌گیری شد. لورنس و همکاران(۲۰۱۳) پایایی گونیامتر را برای اندازه گیری زاویه Q برای زنان ۰/۸۵ و برای مردان ۰/۷۷ گزارش کردند(۳۲). برای اندازه گیری این زاویه، در حالت ایستاده یک خط از خار خاصره فوقانی قدامی (Anterior Superior Iliac Spines) به مرکز کشکک (Patella) رسم شد، سپس خط دیگری از مرکز استخوان کشکک و برجستگی استخوان درشت‌نی (Tibia) رسم گردید؛ زاویه بوجود آمده بین این دو خط نشان‌دهنده‌ی زاویه Q بود. اگر این زاویه کمتر از ۸ درجه بود، به عنوان ناهنجاری زانوی پرانتزی و در صورتی که این مقدار بین ۸ تا ۱۰ بود، به عنوان زانوی نرمال در نظر گرفته شد(۳۳). در نهایت ۴۰ آزمودنی

(۲۰ نفر دارای زانوی پرانتزی و۲۰ نفر دارای زانوی نرمال) به روش نمونه‌گیری تصادفی در دسترس انتخاب شدند که از نظر سن و وزن همسان بودند. پایی که آزمودنی توپ را با آن شوت می‌کرد، به عنوان پای برتر تعریف شد. پس از شرح کامل تحقیق برای آزمودنی‌ها، همچنین بدون زیان بودن آن‌ها برای آزمودنی‌ها، رضایت‌شان برای شرکت در تحقیق و اطلاعات شخصی آن‌ها شامل سن، سابقه ورزشی و تعداد جلسات ورزشی در هفته جمع آوری شد.

آزمون تعادل برای هر آزمودنی در پنج وضعیت ایستادن دو پا با چشمان باز، ایستادن دو پا با چشمان بسته، ایستادن با پای برتر (تک پا) با چشمان باز، ایستادن با پای برتر(تک پا) با چشمان بسته، ایستادن تک پا با چشمان باز و سر رو به بالا روی صفحه نیروسنج انجام گرفت تا تغییرات مرکز فشار او ثبت گردید. در آزمون‌های با چشم باز، آزمودنی یک نقطه خاص را که روی دیوار روبروی آزمودنی مشخص شده بود، نگاه می‌کرد. هر تست به مدت ۳۰ ثانیه طول کشید(۳۴) و زمان استراحت بین هر تست ۶۰ ثانیه اتخاذ گردید. در هنگام آزمون، دست‌ها به روی کمر قرار گرفته و در تست‌های تک‌پا، زاویه فلکشن زانوی پای غیربرتر ۹۰ درجه بود. ترتیب اجرای تست‌ها به صورت تصادفی انتخاب گردید تا اثر یادگیری از بین برود. هرکدام از وضعیت‌ها پنج بار تکرار شد(۳۵) و میانگین پنج تکرار برای آنالیزهای بعدی به‌کار گرفته شد. از صفحه نیرو (Force Plate) سه محوره(مدل BERTEC، ۷ ×۶۰× ۴۰ سانتی متر، ساخت کشور آمریکا) که در مرکز واک‌وی (Walk Way) جاسازی شده بود، برای اندازه‌گیری مسافت و سرعت جابجایی در راستای محور قدامی–خلفی و داخلی–خارجی استفاده شد. گلریز و همکاران (۲۰۱۲) پایایی صفحه نیرو را در یک تکرار پایین گزارش کردند (ICC = 0.06 to 0.53)اما ۲ الی ۵ تکرار اجازه اندازه‌گیری‌های پایا را برای نوسانات و سرعت نوسانات مرکز فشار، می‌دهد(ICC ≥ 0.70) (۳۵). این صفحه نیرو قابلیت ثبت داده‌ها را در دامنه فرکانس۱۰ تا ۵۰۰ هرتز داشت.

اطلاعات مورد نظر در طی ایستادن با فرکانس نمونه برداری ۴۰۰ هرتز ثبت و روی کامپیوتر ذخیره شد. برای مشخص نمودن نوسانات پاسچر، مسافت و سرعت حرکت مرکز فشار در دو محور قدامی–خلفی و داخلی–خارجی بوسیله نرم افزار Matlab (نسخه R2009a ساخت شرکت Mathworks کشور آمریکا)، با استفاده از معادلات ۱ تا ۴ محاسبه شدند(۳۶).

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور داخلی– خارجی با واحد میلی‌متر: $L(X)= \Sigma|x_i - x_{i-1}|$. (معادله۱)

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور قدامی– خلفی با واحد میلی‌متر: $L(Y)= \Sigma|y_i - y_{i-1}|$. (معادله۲)

سرعت مرکز فشار روی محور داخلی– خارجی با واحد میلی‌متر بر ثانیه: $V(x) = L(x)/T$. (معادله۳)

سرعت مرکز فشار روی محور قدامی– خلفی با واحد میلی‌متر بر ثانیه: $V(y)=L(y)/T$. (معادله۴)

از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای تحقیق استفاده شد. برای تعیین نرمال بودن توزیع نمرات از آزمون آماری شاپیرو–ویلک (Shapiro-Wilk test) استفاده شد. با انجام آزمون مورد نظر روی نمرات متغیرهای وابسته، در همه نمرات میزان سطح معنی داری از ۰/۰۵ بیشتر بود. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون‌های پارامتریک برای تحلیل استنباطی داده‌ها استفاده شد. با توجه به اینکه در این تحقیق ۲ متغیر مستقل گروه (با ۲ سطح معناداری نرمال و زانوی پرانتزی) و وضعیت‌های ایستادن(با ۵ سطح معناداری) وجود داشت، از روش آماری تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA) استفاده شد، برای مقایسه بین گروهی از روش آماری تی مستقل و برای مقایسه درون گروهی از آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر و آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. تمام تجزیه تحلیل‌های آماری با نرم‌افزار spss (نسخه ۲۱ ساخت شرکتIBM کشور آمریکا) در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام گرفت.

یافته‌ها

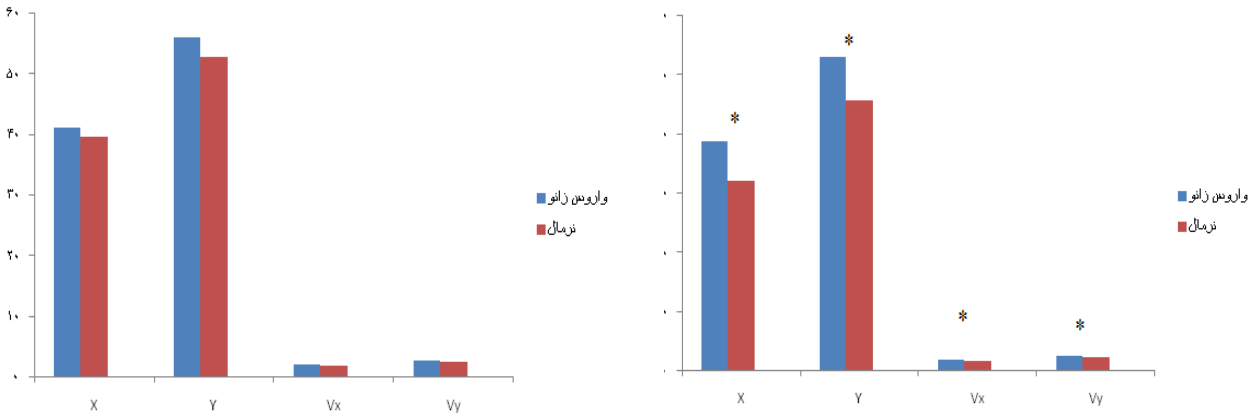
در این تحقیق گروه زانوی پرانتزی و نرمال به ترتیب دارای میانگین سنی۱/۱۳ ±۲۱/۷۷ و ۰/۷۱ ±۲۱/۴۳ سال ، میانگین وزنی ۸/۳۸ ± ۶۶/۴ و ۵/۷۶ ± ۶۸/۷ کیلوگرم، میانگین فاصله بین دو کندیل داخلی زانو ۰/۸ ± ۵/۵۵ و ۰/۹۹ ± ۱/۳۵ سانتی‌متر و زاویه Q ۰/۸ ±۵/۴۵ و ۰/۸۶ ±۸/۷۹ درجه بودند. نتایج آزمون تحلیل واریانس مختلط مربوط به متغیرهای تحقیق در جدول ۱ آورده شده است.

در هر چهار متغیر مذکور تعامل معناداری بین گروه و وضعیت ایستادن مشاهده نشد($P\geq ۰/۰۵$) ولی وضعیت ایستادن تفاوت معناداری در هر دو گروه داشت که بطور مشابه در متغیرهای L(X) و V(X) این تفاوت در وضعیت‌های دوپا چشم باز و بسته با وضعیت‌های تک پا چشم بسته و تک پا سربالا و همچنین دروضعیت‌هایتک پا چشم باز با تک پا چشم بسته تفاوت معناداری مشاهده شد. وضعیت تک پا چشم بسته با همه وضعیت‌های دیگر تفاوت معناداری داشت($P\leq ۰/۰۵$).

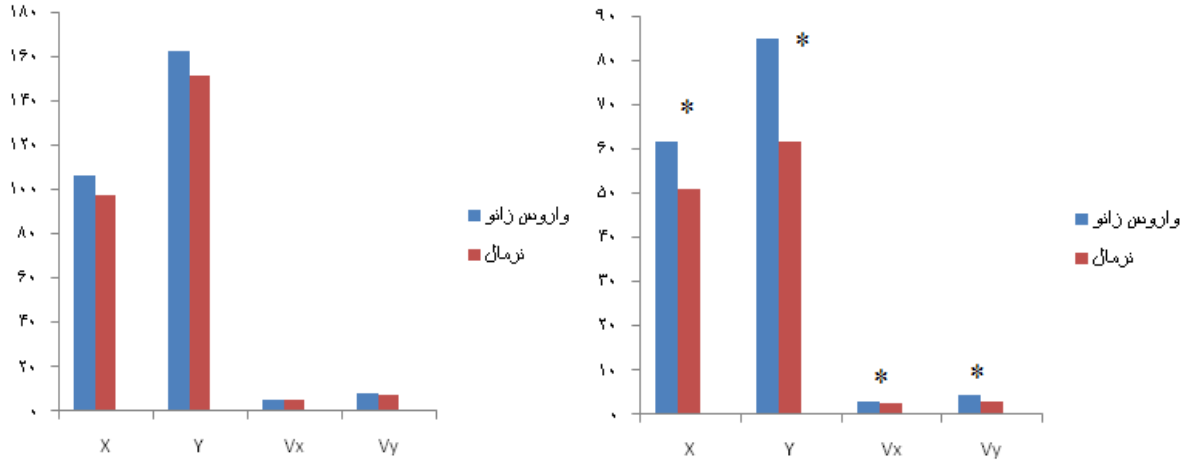
در همین راستا در هر دو گروه، متغیرهای L(Y) و V(Y) تفاوت معناداری در وضعیت‌های دوپا چشم باز و بسته با وضعیت تک پا چشم بسته را نشان دادند و وضعیت‌های تک پا چشم باز با چشم بسته تفاوت معناداری داشت. در گروه نرمال تفاوت معناداری در وضعیت دوپا چشم باز با وضعیت تک پا سربالا در هر دو متغیر مشاهده شد($P\leq ۰/۰۵$).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد و نتایج آزمون تحلیل واریانس مختلط (Mixed ANOVA)

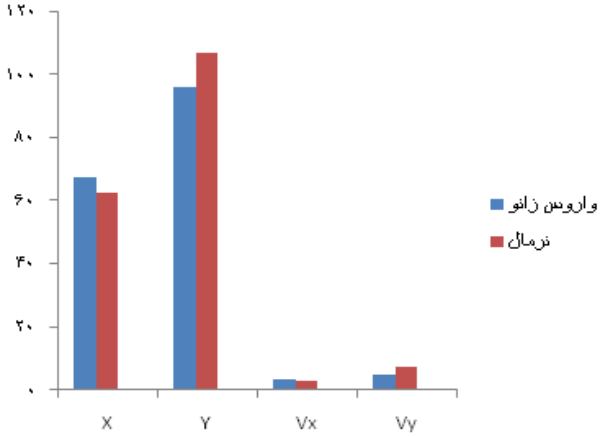
متغیر	گروه‌ها	دوپاچشم باز	دوپاچشم بسته	تک پاچشم باز	تک پاچشم‌بسته	تک پاسربالا	آزمون درون‌گروهی
L(X) (mm)	پرانتزی	۳۸/۹۲ ± ۳/۸۲	۴۱/۲۰ ± ۴/۲۴	۶۱/۶۸ ± ۱۴/۷	۱۰۶/۵۶ ± ۴۳/۴۰	۶۷/۸۱ ± ۱۱/۲۳	*۰/۰۰
	نرمال	۳۲/۱۵ ± ۳/۲۹	۳۹/۸۱ ± ۳/۶۴	۵۱/۲۴ ± ۴/۷	۹۷/۶۹ ± ۳۹/۳۷	۶۲/۸۰ ± ۱۱/۰۷	*۰/۰۱
	آزمون بین‌گروهی	*۰/۰۰	۰/۳۸	*۰/۰۴	۰/۶۰	۰/۲۸	
L(Y) (mm)	پرانتزی	۵۳/۱۲ ± ۵/۹۵	۵۶/۱۹ ± ۵/۵۶	۸۵/۱۵ ± ۳۰/۸۰	۱۶۲/۸۲ ± ۷۲/۷۹	۹۶/۵۱ ± ۳۱/۶۲	*۰/۰۰
	نرمال	۴۵/۶۸ ± ۵/۳۳	۵۲/۸۸ ± ۴/۶۲	۶۱/۷۳ ± ۵/۷۱	۱۵۱/۵۶ ± ۸۰/۲۷	۱۰۷/۲۱ ± ۶۷/۵۶	*۰/۰۰
	آزمون بین‌گروهی	*۰/۰۳	۰/۱۳	*۰/۰۲	۰/۷۲	۰/۶۵	
V(X) (mm/s)	پرانتزی	۱/۹۴ ± ۰/۲۳	۲/۰۶ ± ۰/ ۲۱	۳/۰۸ ± ۰/۷۳	۵/۲۲ ± ۲/۲۳	۳/۳۹ ± ۰/۵۶	*۰/۰۰
	نرمال	۱/۶۲ ± ۰/۱۶	۱/۹۹ ± ۰/۱۸	۲/۵۶ ± ۰/۲۳	۴/۸۹ ± ۱/۹۶	۳/۱۴ ± ۰/۵۵	*۰/۰۰
	آزمون بین‌گروهی	*۰/۰۰	۰/۳۹	*۰/۰۴	۰/۷۰	۰/۲۹	
V(Y) (mm/s)	پرانتزی	۲/۶۲ ± ۰/۲۹	۲/۸۱ ±۰/۲۸	۴/۲۶ ± ۱/۵۴	۸/۰۱ ± ۳/۷۵	۴/۸۲ ± ۱/۵۸	*۰/۰۰
	نرمال	۲/۲۷ ± ۰/۲۷	۲/۶۵ ± ۰/۲۳	۳/۰۹ ± ۰/۳۶	۷/۵۶ ± ۴/۰۲	۵/۳۶ ± ۳/۳۷	*۰/۰۰
	آزمون بین‌گروهی	*۰/۰۱	۰/۱۲	*۰/۰۳	۰/۷۸	۰/۶۳	



نمودار ۱. مقادیر میانگین مسافت و سرعت نوسان مرکز فشار در وضعیت‌های دو پا چشم باز(سمت راست) و دو پا چشم بسته(سمت چپ) در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال



نمودار۲. مقادیر میانگین مسافت و سرعت نوسان مرکز فشار در وضعیت‌های تک پا چشم باز(سمت راست) و تک پا چشم بسته(سمت چپ) در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال



نمودار ۳. مقادیر میانگین مسافت و سرعت نوسان مرکز فشار در وضعیت‌های تک پا چشم باز سربالا در دو گروه زانوی پرانتزی و نرمال

*** معناداری در سطح ۰/۰۵**

مقادیر میانگین مسافت و سرعت نوسان مرکز فشار در وضعیت‌های مختلف ایستادن در دو گروه پرانتزی و نرمال در نمودارهای ۱، ۲و ۳ ارائه شده است. میانگین تمامی متغیرها در گروه زانوی پرانتزی بزرگ‌تر از گروه زانوی نرمال بود، به جز نوسان و سرعت مرکز فشار در محورY در وضعیت تک پا سر بالا که در گروه پرانتزی نسبت به گروه نرمال کوچک‌تر بود. همچنین وضعیت‌های دوپا چشم باز، دوپا چشم بسته، تک پا چشم باز، تک پا سربالا و تک پا چشم بسته به ترتیب (صعودی)، مقادیر نوسان و سرعت مرکز فشار را به خود اختصاص دادند. تفاوت معناداری بین مقادیرL(x) ، L(y) ، V(x) وV(y) در وضعیت‌های دوپا چشم باز و وضعیت تک پا چشم باز بین دو گروه پرانتزی و نرمال مشاهده شد($P \leq 0/05$)

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه نوسانات پاسچر در وضعیت‌های مختلف ایستادن مردان جوان دارای زانوی نرمال و زانوی پرانتزی بود. در این تحقیق کنترل پاسچر در موقعیت تک پا چشم باز بین دو گروه پرانتزی و نرمال تفاوت معناداری را داشت که با نتایج تحقیقات قبلی (۱۵ ، ۲۲ ، ۳۷ ، ۳۸) هم‌خوانی دارد.

اغلب دارا بودن سیستم کنترل تعادل سالم موضوعی ضروری و حیاتی برای جلوگیری از آسیب هنگام فعالیت‌های روزمره است (۴۰،۳۹). هرچه میزان نوسان و سرعت نوسان مرکز فشار در حین انجام یک تست بیشتر باشد فرد از کنترل پاسچر و تعادل ضعیف‌تری برخوردار است(۱). وجود ساختار طبیعی و سالم در پا و مفاصل آن از ضروریات عملکرد سالم و دقیق پا در کنترل پاسچر است(۴۱).

براساس نظریه سیستم‌ها، حفظ تعادل و متعاقب آن ایجاد حرکت، مستلزم تلفیق(Integration) داده‌پهای حسی و توانایی سیستم عضلانی-اسکلتی برای اعمال نیروی مناسب می‌باشد. با توجه به اینکه تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی بازخورد و استراتژی‌های حرکتی بین ران، زانو و مچ پا متکی است بنابراین تعادل می‌تواند با نقص در بازخورد آوران(دستگاه بینایی ، دهلیزی و حسی-پیکری) یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل دچار اختلال گردد(۴۱). هرگونه تغییر در موقعیت مفصل باعث تغییرات فاحش در شاخص تعادل فرد می‌شود(۱).

با توجه به تغییر راستای تاندون عضله چهارسر(Quadriceps Tendon) در افراد دارای زانوی پرانتزی، این عضله دچار کاهش عملکرد شده(۴۳) و نیروی وزن به سمت بخش داخلی زانو منتقل شده و نیروهای فشاری را در این قسمت افزایش می‌دهد(۲۱،۴۴). انحراف مکانیکی زانو می‌تواند استراتژی کنترل پاسچر را هنگام ایستادن به چالش بکشد(۳۷). هیم و همکاران(۲۰۰۸) نشان دادند ناهنجاری زانو می‌تواند توزیع متقارن وزن را در این مفصل تغییر دهد(۴۵) که این توزیع غیر متقارن وزن در صفحه فرونتال خود می‌تواند عامل افزایش نوسانات پاسچر گردد(۴۴). همچنین زانوی پرانتزی باعث پرونیشن مچ پا می‌شود که می‌تواند موجب تغییر گشتاور نیروی جاذبه و افزایش استرس روی قوس‌های کف‌پا گردد(۴۵) که در نهایت موجب بر هم خوردن کنترل پاسچر گردد(۲۰).

گیتو و همکاران(۱۹۹۹)نشان دادند افراد دارای ساختار نرمال پا به طور معمول از استراتژی مچ برای حفظ تعادل استفاده می‌کنند(۴۷). لذا تغییر در ساختارهای پا می‌تواند موجب تغییر عملکرد پا برای کنترل پاسچر گردد(۴۹، ۴۸). نایلند و همکاران(۲۰۰۲) عنوان کردند که افراد دارای زانوی پرانتزی به منظور برقراری تعادل وابستگی بیشتری به عضلات پلانتار فلکسور به عنوان تنظیم کننده اینورشن(Inversion)، اورشن مفصل سابتالار و میدتارسال دارند، در حالی که افراد نرمال به منظور حفظ تعادل از عضلات پلانتارفلکسور بیشتر در مفصل تالوکرورال(Talocrural Joint) استفاده می‌کنند(۱۵). کت و

همکاران(۲۰۰۵) گزارش کردند که افراد دارای پرونیشن (pronation)پا دارای نوسانات پاسچر بیشتری بوده که در نتیجه روند کنترل پاسچر را دستخوش اختلال می‌کند(۲۰). به نظر می‌رسد که مکانیسم افزایش شاخص تعادل طرفی در آزمودنی‌های مبتلا به زانو پرانتزی می‌تواند به علت پرونیشن جبرانی ناشی از زانو پرانتزی در مفاصل زانوی آنان باشد.

در بررسی عملکرد تعادل ایستای دو پا، نتایج نشان داد که هر دو گروه در وضعیت دو پا چشم باز نسبت به دو پا چشم بسته تعادل بهتری داشتند. تعادل هر دو گروه در وضعیت چشم بسته نسبت به وضعیت چشم باز ضعیف‌تر بود. در آزمون تعادل با چشمان باز شخص با کمک هر سه سیستم بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری تعادل خود را حفظ می‌کند درحالی‌که در آزمون تعادل با چشمان بسته، ورودی‌های حس بینایی قطع شده و شخص جهت حفظ تعادل به ورودی‌های سیستم دهلیزی و حسی-پیکری متکی می‌شود(۱۲ ، ۱۳)، بنابراین کاهش تعادل در هر دو گروه منطقی به نظر می‌رسد. نتایج تحقیق حاضرهم سو با نتایج پناه آبادی و همکاران(۱۳۹۲) بود که مدعی شدند اگر چه مقادیر نوسان مرکز فشار در تست تعادل تک پای ایستا در هر دو حالت چشم باز و بسته در گروه پرانتزی بیشتر از نرمال بود اما تفاوت بین دو گروه معنادار نگردید(۳۸).

در تحقیق حاضر در وضعیت تک پا سر بالا، تفاوت معنادار بین دو گروه مشاهده نشد. تغییر وضعیت سر باعث فعال شدن سیستم دهلیزی شده و توزیع تون پاسچر را در گردن و اندام‌ها تغییر می‌دهد که تحت تاثیر رفلکس‌های دهلیزی-نخاعی و رفلکس دهلیزی-چشمی است(۱۳). بنابراین با گرفتن سر رو به بالا می‌توان سیستم دهلیزی را از میان سیستم‌های آوران جهت حفظ تعادل دستکاری کرد و به دلیل عدم تفاوت معنادار نوسانات پاسچر در دو گروه توام با این دستکاری می‌توان گفت زانوی پرانتزی سیستم دهلیزی را دچار تغییر نمی‌کند درواقع این سیستم در دو گروه پرانتزی و نرمال با هم تفاوت ندارد. تحقیق مشابهی برای مقایسه نتایج تحقیق حاضر یافت نشد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد تغییرات زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال بر نوسانات پاسچر تاثیرگذار باشد. احتمالا یک دلیل بالاتر بودن خطر آسیب دیدگی و ابتلا به استئوآرتریت زانو در این افراد افزایش نوسانات مرکز فشار باشد و پیشنهاد می‌شود برای کاهش این خطرات بر تمرینات اصلاحی تمرکز شود.

محدودیت‌ها

در این تحقیق وضعیت روحی آزمودنی‌ها، ساعت خواب آزمودنی‌ها در شب قبل از اجرای آزمون مورد نظر، تفاوت سطح انگیزش آزمودنی‌ها تحت کنترل آزمونگران قرارنگرفتند.

پیشنهادها

با توجه نتایج بدست آمده در این تحقیق، پیشنهاد می‌شود برای درک بهتر تفاوت‌های نوسانات پاسچر، تحقیقی مشابه در جامعه‌ای بزرگتر خصوصاً افراد مسن و در سایر ناهنجاری اندام تحتانی نظیر زانوی ضربدری انجام گیرد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی و تشکر خود را از تمام مسئولین آزمایشگاه دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجویان شرکت‌کننده در این تحقیق اعلام می‌دارند.

References

1. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Phys Ther 1987; 67: 1881-1885.
2. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C. Balance and injury in elite Australian footballers. Int J Sports Med 2007; 28: 844-847.
3. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Leverson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. Clin J Sport Med 2000; 10: 239-244.
4. Balogun JA, Akindele KA, Nahinlola J. Age-related changes in balance performance. Diabil Rehabil 1994; 16: 58-62.

5. Milgrom C, Radeva-Petrova DR, Finestone A, Nyska M, Mendelson S,Benjuya N, SimkinA, Burr D. The effect of muscle fatigue on in vivo tibial strains. J Biomech. 2007; 40:845-50.
6. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. Factors affecting stabilometry recording of single limb stance. Sports Med 1984; 12(3): 185-188.
7. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. J Athl Train 2004; 39(3): 247-253.
8. Reiman BL, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37:85-98.
9. Vuillerme N, Danion F, Marin L, Boyadjian A, Prieur JM, Weise L, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on postural control. Neuroscience Letters 2001; 303(2): 83-86.
10. Alpine D, Hahn A, Riva D. static and dynamic postural control adaptation induced by playing ice hockey. Sport sci for Health 2008; 2(3): 85-93.
11. Paillard T, Costes-salon C, Lafont C, Dupui P. Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoist? Sport Med 2002; 36: 304-305.
12. Shumway-cook A, Horak F. A ssessing the influence of sensory interaction on balance. Phy ther 1986; 66(11): 1548-1550.
13. Nasher L. Adaptation of human movement to altered environments. Trents Neurosci 1982; 5: 385-361.
14. Alizadeh H, ghrakhanlou R, deneshmandi H. Corrective Exercise. Samt 2004; 8: 11-22.
15. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med & Sci in Sports & Exerc 2002; 34(7): 1150.
16. Williams DS, Mcclay IS, Hamill J, Buchanan TS. Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches. J Appl Biomech 2001; 17:153-163.
17. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. J Rehabil Sci 2011; 7(2): 188-96.
18. Sharma L, Song J, Dunlop D, Felson D, Lewis CE, Segal N, et al. Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis 2010; 69(11): 1940-1945.
19. Van GB, Kirby KA, Hagman F. Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait. Am Podiatric Med Assoc 2005; 95(6): 531-541.
20. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train 2005; 40: 41-46.
21. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure & function. F.A Davis Company; 2005. 4.
22. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. Sports Med 2012; 33(6): 469-473.
23. Anbarian M, Esmailie H, Hosseini Nejad SE, Rabiei M, Binabaji H.Comparison of knee joint muscles activity between subjects with genu varum and controls during walking and running. J Rehabil Sci 2012; 2:1-12.
24. Santello M. Review of motor control mechanisms underlying impact absorption from falls. Gait & Posture 2005; 21(1): 85-94.
25. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. Gait & Poture 2011; 33(3): 490-495.
26. Zech A, Hubscher M, Vogt L, Banzer W, Hansel F, Pfeifer K. Balance training for neuromuscular control and performance enhancement: a systematic review. J Athl Train 2010; 45: 392-403.
27. Shubert TE, McCulloch K, Hartman M, Giuliani CA. The effect of an exercise-based balance intervention on physical and cognitive performance for older adults: a pilot study. J Geriatr Phys Ther 2010; 33: 157-164.
28. Zemkova E, Hamar D. The effect of 6-week combined agility-balance training on neuromuscular performance in basketball players. J Sports Med Phys Fitness 2010; 50: 262-267.
29. Emery C, Tyreman H. Sport participation, sport injury, risk factors and sport safety practices in Calgary and area junior high schools. Paediatr Child Health 2009; 14: 439-444.
30. Ravaud P, Chastang C, Auleley GR, Giraudeau B, Royant V, Amor B, Genant HK, Dougados M. Assessment of joint space width in patients with osteoarthritis of the knee: a comparison of 4 measuring instruments. J Rheumatol 1996; 23(10):1749-1755.
31. Brody D. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. The Orthopedic Clinics of North America 1982, 13(3): 541.
32. Lawrence W, Bradley D, Kelley H, MS Brian S, Lucas F. Reliability of Goniometry-Based Q-Angle. PM&R 2013; 5:763-768.

33. Smith.O Toby, Hunt. J Nathan, Donell. T Simon. The reliability and validity of the Q-angle: a systematic review. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2008; 16: 1068–1079.
34. Mousavi S.KH, Mahdavi M, Farsi A, Sadeghi H, Shushtari P. A Comparison the Role of Vision System on Dynamic Postural Stability on Young Women and Men Elite Athletes. J of Modern Rehabil Sci 2014;7(4):15-21.
35. Golriz S, Hebert JJ, Foreman KBo, Walker BF. The reliability of a portable clinical force plate used for the assessment of static postural control: repeated measures reliability study. licensee BioMed Central Ltd 2012; 20:14.
36. Payton CJ, Bartlett RM. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise. BASES 2007; 53-67.
37. Desai SS, Shetty GM, Song HR, Lee SH, Kim TY, Hur CY. Effect of foot deformity on conventional mechanical axis deviation and ground mechanical axis deviation during single leg stance and two leg stance in genu varum. Knee 2007; 14: 452-457.
38. Panah-abadi M, Aghayari A, Salari Esker F, Anbarian M. The effect of genu varum deformity on balance control following postural perturbation in adolescent girls. Journal of Kurdistan University of Medical Sciences 2013; 18(2): 67-76.
39. Johnson F, Leitl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. J Bone Joint Surg Br 1980; 62: 346-349.
40. Thacker SB, Stroup DF, Branche CM, Gilchrist J, Goodman RA, Porter Kelling E. Prevention of knee injuries in sports. A systematic review of the literature. J Sports Med Phys Fitness 2003; 43: 165-179.
41. Barrett RS, Lichtwark GA. Effect of altering neural, muscular and tendinous factors associated with aging on balance recovery using the ankle strategy: a simulation study. J Theor Biol 2008; 254: 546-554.
42. Rabiei M , Jafarnejhad-Gre T , Binabaji H , Hosseininejad E , Anbarian M . Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. Journal of Shahrekord University of Medical Sciences 2012; 14(2):90-100.
43. Junge A, Dvorak J. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. Sports Med 2004; 34(13): 929-938.
44. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJ, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. Gait Posture 2008; 27: 471-477.
45. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf A. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study. J Biomech 2008; 41: 3010-3016.
46. Kisner C, Colby L. Therapeutic exercise. F.A Davis Company; 2007; 5.
47. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. J Physiol 1999; 514: 915-928.
48. Mann RA. Biomechanics of running. Mann RA, surgery of the foot, Louis 1986; 5.
49. Bal A, Aydog E, Aydog ST, Cakci A. Foot deformities in rheumatoid arthritis and relevance of foot function index. Clin Rheumatol 2006; 25: 671-675.

Postural Stability comparison in various standing positions between healthy young men and those with genu varum

Heydar Sadeghi *, Seyyed Kazem Mosavi [1], Elnaz Dizaji [2]

Original Article

Abstract

Introduction: Genu varum is considered a risk factor for knee osteoarthritis. Being aware of postural swing changes in various standing positions among genu varum patients, provide insight to prevent osteoarthritis in this population. This study is undertaken to compare Postural Stability in various standing positions between young healthy and genu varum male individuals.

Materials and methods: 80 healthy young male university students, 40 normal and 40 subjects with genu varum deformity, participated in this study. Deformity of genu varum was assessed with caliper and Goniometer. Each subject stood in five different positions on force plates to record changes in center of pressure (COP). For data analysis, Matlab and Spss software applied, where Mixed ANOVA test was used to compare dependent variables between two groups in 5 different positions ($p \leq 0.05$).

Results: Significant differences were observed between the two groups for distance and velocity of COP sway in opened-eye bilateral and opened-eye unilateral standing ($p \leq 0.05$); while no significant differences was observed between bilateral standing with closed eye, unilateral standing with opened eye, and unilateral standing with upward head.

Conclusion: According to the obtained results, it can be suggested that frontal knee angle may affect postural stability. Perhaps one of the reasons for higher injury risk and knee osteoarthritis in genu varum population is increase of COP swing. It is proposed focusing on corrective exercises can reduce these risks.

Key Words: Postural swing, various standing positions, healthy male, genu varum

Citation: Sadeghi H, Mosavi Sk, Dizaji E. **Postural Stability comparison in various standing positions between healthy young men and those with genu varum**. J Res Rehabil Sci 2014; 10 (4): 481-491

Received date: 30/3/2013 Accept date: 24/8//2014

* Full professor, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran. (Corresponding Author) Email: sadeghih@yahoo.com

1. MSc, Department of Sports Injury and Corrective Exercises, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran.

2. MSc, Department of Sport Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University of Tehran, Tehran, Iran