

# مقایسه شاخص های پایداری پاسچر در تکلیف های مختلف در افرادی که

## زانوی ضربدری و پرانتزی و سالم دارند

نینا همتی زاد<sup>۱</sup>، دکترامیر سرشین<sup>۲</sup>، دکتر صدرالدین شجاع الدین<sup>۲</sup>

ص.ص: ۶۰-۷۴

تاریخ دریافت: ۹۴/۱/۱۹

تاریخ تصویب: ۹۴/۷/۲۳

چکیده:

هدف مطالعه حاضر مقایسه شاخص های پایداری پاسچر در تکلیف های مختلف افرادی است که زانوی ضربدری و پرانتزی و نرمال دارند. نمونه های پژوهش شامل ۳۰ نفر خانم بودند که ۱۰ نفر در گروه زانوی ضربدری (با میانگین سنی  $3/49 \pm 23/70$  و میانگین وزنی  $8/46 \pm 62/60$ )، ۱۰ نفر در گروه زانوی پرانتزی (با میانگین سنی  $2/80 \pm 23/88$  و میانگین وزنی  $8/39 \pm 55/00$ ) و ۱۰ نفر در گروه زانوی سالم و نرمال (با میانگین سنی  $2/59 \pm 25/60$  و میانگین وزنی  $8/68 \pm 56/80$ ) قرار گرفتند. میزان سرعت و جا به جایی مرکز را اندازه گیری کرد. ناهنجاری های زانو ضربدری و پرانتزی با استفاده از کولیس اندازه گیری و ثبت شد. آزمودنی ها ۱۲ آزمون تعادل ایستا با درجه سختی متفاوت و یک آزمون تعادل پویا را انجام دادند. تجزیه و تحلیل داده ها با استفاده از روش تحلیل واریانس دو راهه و روش تحلیل واریانس یکرهه به هدف مقایسه پارامترهای اندازه گیری شده بین گروه های پژوهش انجام گرفت. میزان جا به جایی مرکز فشار در تکلیف های مختلف حفظ تعادل ایستای افرادی که ناهنجاری زانوی ضربدری و پرانتزی و همچنین زانوی نرمال داشتند، متفاوت بود ( $P=0/000$ ). همچنین، نتایج نشان داد که سرعت حرکت مرکز فشار در تکلیف های مختلف حفظ تعادل ایستا در افرادی که ناهنجاری زانوی ضربدری و پرانتزی داشتند، متفاوت است ( $P=0/000$ ). نتایج در مورد آزمون تعادل پویا نشان داد زمان رسیدن به پایداری در افرادی که ناهنجاری زانوی ضربدری، پرانتزی یا زانوی نرمال داشتند با تفاوت معنی داری همراه نبود ( $P>0/05$ ). بر اساس نتایج این پژوهش در آزمون های حفظ تعادل با درجه سختی های متفاوت حتی در بعضی از موارد افراد با زانوی سالم و نرمال نسبت به افراد با زانوی ضربدری و پرانتزی ضعیف تر عمل می کنند؛ بنابراین ممکن است در وضعیت های خاصی ساختار بیومکانیک افرادی که زانوی ضربدری و پرانتزی داشتند نوعی مزیت برای پایداری پاسچر آنان باشد.

**واژه های کلیدی:** شاخص های پایداری پاسچر، تکلیف های مختلف، جا به جایی و سرعت مرکز فشار، زانوی ضربدری، زانوی پرانتزی

۱ دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد کرج، کرج، ایران

۲ دانشیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی

کنترل پاسچر<sup>۲</sup> یک مولفه کلیدی به شمار می آید که برای انجام دادن فعالیت های روزمره و فعالیت های ورزشی ضروری است (۱۸) و می تواند در هر دو وضعیت ایستا<sup>۱</sup> و پویا<sup>۵</sup> و تحت شرایط چندگانه (یعنی دو پا و تک پا) ارزیابی شود. علاوه بر این، کنترل پاسچر اندازه گیری کمی کنترل عصبی-عضلانی است که نقش مهمی در پایداری دینامیک مفصل و حفظ بدن از آسیب دارد (۲۱).

حفظ کنترل پاسچر ناشی از عملکرد سه سیستم تعادلی (بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری) است. همکاری این سیستم ها با یکدیگر به کنترل پاسچر و تعادل منجر می شود (۴،۸،۱۹) و برای حفظ راستای بدن و مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا، این سه سیستم به شیوه مطلوبی با هم کار می کنند (۲۰). در واقع دستگاه عصبی مرکزی با پردازش داده های سیستم بینایی، دهلیزی و حسی عمقی و با در نظر گرفتن الگوهای حرکتی از پیش آموخته باعث فعال شدن الگوهای عضلانی سینرژی در اندام ها می شود. این الگوهای عضلانی باعث به وجود آمدن استراتژی های حرکتی می شود که در پی آن فرد می تواند تعادل خود را حفظ کند (۳).

اساس همه فعالیت های روزانه زندگی اندام تحتانی است. اهمیت پا به عنوان انتهای ترین عضو بدن را که نقش عمده ای در تحمل وزن، جذب، تعدیل فشارها و ضربات وارد شده به هنگام راه رفتن، دویدن، پریدن و حفظ وضعیت چه در حالت ایستاده و چه در حال حرکت به عهده دارد بر کسی پوشیده نیست (۱۰). تغییر اندک در زاویه مفصل رانی-درشت نی در صفحه عرضی<sup>۴</sup> و زاویه پا در حالت ایستاده بر فعالیت عضلانی، گشتاورها و نیروهای مفصلی در مفاصل زانو و مچ پا تاثیر می گذارد (۵، ۱۰، ۲). یکی از مهم ترین

1 Postural control

2 Static

3 Dynamic

4 Frontal

عوامل درگیر در بروز آسیب، میزان نیروهای وارده بر مفاصل اندام تحتانی است (۷، ۱۷). زاویه مفصل رانی-درشت نی در صفحه فرونتال بر ساخت و کار و مکانیسم آسیب ورزشکار از راه افزایش بار وارد بر بافت های خاص یا اعمال نکردن بار بر آن بافت ها تاثیر گذار است (۱۱، ۱۲).

شایع ترین ناهنجاری های اندام تحتانی، زانوی ضربدری<sup>۷</sup> و زانوی پرانتزی<sup>۸</sup> است که هر دو ناهنجاری، نوعی اختلال در راستای طبیعی ساق پا به شمار می آیند (۶، ۲۲). چنین تغییراتی در اندام تحتانی می تواند موجب بر هم خوردن خط جاذبه نسبت به سطح اتکا شود که سرانجام به تغییرات فاحش شاخص تعادل فرد می انجامد (۱۶). ناهنجاری زانوی ضربدری موجب جا به جایی خط جاذبه به سمت بخش خارجی زانو و افزایش نیروهای فشاری بر این قسمت می شود، در حالی که ناهنجاری زانوی پرانتزی خط جاذبه را به سمت بخش داخلی زانو جا به جا می کند و نیروهای فشاری را در این قسمت افزایش می دهد (۱۵).

وضعیت بدنی مطلوب باعث حفظ حرکات مفصلی درون گرا و محور بهینه چرخش در مفاصل می شود. وضعیت بدنی نادرست باعث می شود تا مفاصل در وضعیت نامناسبی قرار گیرند و در نتیجه به صورت برونگرا از محور چرخش بهینه خود خارج شوند. این تغییرات درون مفصلی باعث اختلال در ساختمان مفاصل و به وجود آمدن وضعیت های بدنی رایج در ورزشکاران می شود. در واقع وضعیت بدنی استاندارد به وضعیتی اطلاق می شود که در آن خط کشش ثقل از نزدیک ترین فاصله ممکن نسبت به مرکز اندام ها (مفاصل) عبور می کند و حداقل میزان گشتاور را روی مفاصل به وجود می آورد. در وضعیت استاندارد، فشار های وارده به بدن کمتر است و بدن از کارایی بالاتری برخوردار می شود (۱۳).

1 Genu Valgum

2 Genu Varum

مطالعات نشان دادند که راهکارهای ویژه ای برای حفظ پیوسته کنترل پاسپر تحت شرایط مختلف استفاده می شود؛ مثلاً، عضلات مچ (یعنی پلانتر فلکسورها و دورسی فلکسورها) نقش مهمی طی ایستادن دو پا و تک پا بویژه در صفحه سهمی<sup>۹</sup> دارند، اما همچنان که تکلیف دشوار تر می شود، نقش عضلات فوقانی ران نیز بیشتر می شود (۲۱). عنوان شده است که در وضعیت های پویا نسبت به وضعیت های ایستا نقش قدرت در حفظ پاسپر آشکارتر است (۲۳).

این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مچ پا و زانو در به دلیل اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد؛ لذا محقق در این پژوهش در نظر دارد تا به این پرسش پاسخ دهد که آیا میزان جا به جایی مرکز فشار و سرعت جا به جایی مرکز فشار در تکلیف های مختلف حفظ تعادل ایستای افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و پرانتزی متفاوت است؟ و آیا زمان رسیدن به پایداری در افراد دارای ناهنجاری زانوی ضربدری و پرانتزی متفاوت است؟

## روش شناسی پژوهش

پژوهش حاضر از نوع علی-مقایسه ای است و در زمره پژوهش های کاربردی قرار می-گیرد. جامعه آماری پژوهش حاضر ۳۰۰ نفر از دختران دانشجوی خوابگاه دانشگاه خوارزمی کرج و نمونه های پژوهش شامل ۳۰ نفر بودند که ۱۰ نفر در گروه زانوی ضربدری (با میانگین سنی  $3/49 \pm 23/70$  و میانگین وزنی  $8/46 \pm 62/60$ )، ۱۰ نفر در گروه زانوی پرانتزی (با میانگین سنی  $2/80 \pm 23/88$  و میانگین وزنی  $8/39 \pm 55/00$ ) و ۱۰ نفر در گروه زانوی سالم و نرمال (با میانگین سنی  $2/59 \pm 25/60$  و میانگین وزنی  $8/68 \pm 56/80$ ) قرار گرفتند. نمونه های پژوهش از طریق نمونه گیری هدمند انتخاب شدند.

برای ارزیابی وضعیت بدنی از آزمودنی‌ها خواستند تا بدون کفش و جوراب در حالی که زانو‌ها، ران و مچ پای آنها نمایان بود، در مقابل آزمونگر به صورت کاملاً راحت و بدون انقباض غیر طبیعی و تنش غیر معمول در عضلات اندام تحتانی بایستند. برای ارزیابی از آنها خواستند در حالی که پشت به دیوار ایستاده اند و ناحیه پشت سر، ستون فقرات پشتی، باسن و پاشنه در تماس با دیوار قرار دارد، پاها را به صورت جفت در کنار هم قرار دهند. در موارد طبیعی همزمان با تماس قوزک های داخلی مچ پا، برجستگی داخلی ران راست و چپ نیز در تماس با یکدیگرند و در این وضعیت زانو سالم و بدون ناهنجاری زانوی ضربدری و پیرانتزی است. در صورت وجود فاصله بیش از ۳ سانتیمتر بین دو برجستگی داخلی ران، در حالی که قوزک های داخلی مچ پا در تماس یکدیگر قرار دارند، داوطلب در گروه زانوی پیرانتزی قرار می گرفت. اگر برجستگی های ران در تماس با یکدیگر بوده و قوزک های داخلی مچ پا با فاصله ۳ سانتیمتر باشند، در آن صورت داوطلب در گروه زانوی ضربدری طبقه بندی می شود (۹،۱۴). از کولیس صنعتی تغییر شکل یافته با دقت ۱/۱ ساخت کشور ژاپن برای ارزیابی وضعیت زانو ها استفاده شد. همه آزمایش ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه خوارزمی انجام گرفت. پیش از شرکت، پروتکل آزمایش را به هر یک از آزمودنی ها توضیح دادند و همه آنها فرم رضایتنامه را امضا کردند. از صفحه نیرو سه محوره برای انجام دادن آزمون ها و اندازه گیری نیرو های عکس العمل زمین استفاده شد. جمع آوری اطلاعات آزمون های تعادل ایستا با استفاده از صفحه نیرو و فرکانس نمونه برداری ۲۵۰ هرتز و برای آزمون زمان رسیدن به پایداری با فرکانس ۵۰۰ هرتز انجام گرفت و اطلاعات روی کامپیوتر ذخیره شد.

آزمون های این پژوهش شامل ۱۲ آزمون تعادل ایستا با درجه سختی متفاوت و یک آزمون زمان رسیدن به پایداری با پروتکل فرود بود. تمامی آزمون ها را در یک روز از آزمودنی گرفتند و در فاصله بین تست ها، آزمودنی به مدت ۳ دقیقه استراحت می کرد تا اثر خستگی ناشی از آزمون حذف شود. پیش از انجام دادن آزمون ها پژوهشگر شیوه انجام دادن آزمون را به آزمودنی نشان می داد و در مورد آزمون و چگونگی آن توضیح

کامل را ارائه می کرد. از آزمودنی خواستند تا روی تعادل خود تمرکز داشته باشد و از صحبت کردن، خندیدن و یا تکان دادن دست یا پا بپرهیزد. در صورت انجام دادن هر یک از این موارد آزمون دوباره تکرار می شد.

آزمون های تعادل ایستا شامل موارد ذیل بود: آزمون تعادل دو پا با چشمان باز و بسته و روی سطح نرم و سخت، آزمون تعادل تک پا با چشمان باز و بسته، روی سطح نرم و سخت و آزمون تعادل دو پا پشت سر هم با چشمان باز و بسته و روی سطح نرم و سخت. زمان انجام دادن آزمون ها ۲۰ ثانیه بود. برای انجام دادن آزمون ها روی سطح نرم از فوم با ضخامت ۱۰ سانتیمتر روی صفحه نیرو استفاده می شد. در تمامی آزمون ها، آزمودنی دست ها را روی کمر قرار می داد. آزمون تعادل پویا، زمان رسیدن به پایداری با پروتکل فرود بود. این آزمون از روی سکوی ۳۰ سانتیمتری انجام می شد و آزمودنی فقط حرکت فرود را از روی سکو انجام می داد و تعادل خود را به مدت ۲۰ ثانیه روی پایی که فرود آمده بود حفظ می کرد.

برای محاسبه میزان جا به جایی مرکز فشار از فرمول های زیر استفاده شد:

$$L(x) = \sum_{i=2}^n |x_i - x_{i-1}|$$

$$L(y) = \sum_{i=2}^n |y_i - y_{i-1}| \sqrt{\sum_{i=2}^n (x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2}$$

$$L(t) =$$

$L(x)$  = مسافت حرکت مرکز فشار روی محور جانبی

$L(y)$  = مسافت حرکت مرکز فشار روی محور جلو - عقب

$L(t)$  = مسافت حرکت مرکز فشار روی سطح صفحه نیرو

برای محاسبه سرعت نوسان مرکز فشار از فرمول های زیر استفاده شد:

$$L(x) = \sum_{i=2}^n |x_i - x_{i-1}|$$

$$\sum_{i=2}^n \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2} L(y) = \sum_{i=2}^n |y_i - y_{i-1}|$$

$$L(t) =$$

$$V(y) = \frac{L(y)}{T}$$

$$V(x) = \frac{L(x)}{T}$$

$$V(t) = \frac{L(t)}{T}$$

$L(x)$  = مسافت حرکت مرکز فشار روی محور جانبی

$L(y)$  = مسافت حرکت مرکز فشار روی محور جلو - عقب

$L(t)$  = مسافت حرکت مرکز فشار روی سطح صفحه نیرو

$V(x)$  = سرعت حرکت مرکز فشار روی محور جانبی

$V(y)$  = سرعت حرکت مرکز فشار روی محور جلو - عقب

$V(t)$  = سرعت حرکت مرکز فشار روی سطح صفحه نیرو

$T$  = زمان کل با واحد ثانیه

برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری، نرم افزار Matlab مورد استفاده قرار گرفت. زمان رسیدن به پایداری آزمودنی در دو راستای داخلی-خارجی<sup>۱</sup> و قدامی-خلفی<sup>۲</sup> با استفاده از روش دامنه تغییرات نیروی عکس العمل زمین، طی ۲۰ ثانیه آخر بخش ایستادن تک

1 Medial-lateral time to stabilization

2 Anterior-posterior time to stabilization

پای تکلیف فرود، محاسبه و سپس میانگین زمان در سه اجرا به عنوان زمان رسیدن به پایداری در آن راستا ثبت شد. پس از اینکه دو راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی محاسبه شدند، زمان رسیدن به پایداری کلی<sup>۳</sup> با استفاده از فرمول زیر به دست آمد:

$$RVTTTS = \sqrt{MLTTS^2 + APTTS^2}$$

از روش های آماری توصیفی شامل میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف کلی اطلاعات آزمودنی ها استفاده کردیم. همچنین از روش های آمار استنباطی شامل؛ کولموگروف اسمیرنوف به منظور بررسی نرمال بودن اطلاعات آزمودنی ها در هر گروه استفاده شد. روش تحلیل واریانس دو راهه یا تحلیل عاملی با آزمون تعقیبی بونفرونی و روش تحلیل واریانس یکراهه با آزمون تعقیبی شفه در سطح معنی داری  $\alpha = 0/05$  به منظور مقایسه پارامترهای اندازه گیری شده بین گروه های پژوهش مورد استفاده قرار گرفت. تمام مراحل تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم افزار spss18 انجام شد.

## یافته های پژوهش

نتایج نشان داد که تعامل بین گروه و وضعیت برای میزان جا به جایی مرکز فشار در تکلیف های مختلف حفظ تعادل ایستا و افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و پرانتری معنی دار است ( $F_{2,36} = 2/724, P = 0/000$ ). اما تفاوت معنی داری در زمان رسیدن به پایداری در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربدری و پرانتری دیده نشد ( $F_{2,39} = 3/040, P = 0/064$ ).

جدول (۱) نتایج تحلیل واریانس دو طرفه در مورد تفاوت جابجایی مرکز فشار در گروه ها



سطح معنی داری	F	درجه آزادی	میانگین مجذورات	مجموع مجذورات	پارامتر
۰/۰۰۰	۱۳/۵۹۴	۲	۳-/۱۱۳۹۴۴	۶-/۲۲۶۲۸۲۴	گروه
۰/۰۰۰	۱۴/۹۳۵	۱۱	۴۵/۱۲۴۳-۵۷	۱۹/۱۳۶۷۳۶۳	وضعیت
۰/۰۰۰	۲/۷۲۴	۲۲	۲۶/۲۲۶۷۲۴	۸۴۸/۴۹۸۷۹۳۳	گروه و وضعیت
		۳۶۰		۱۷/۱۹۱۲۱۱۶۶۳	کل

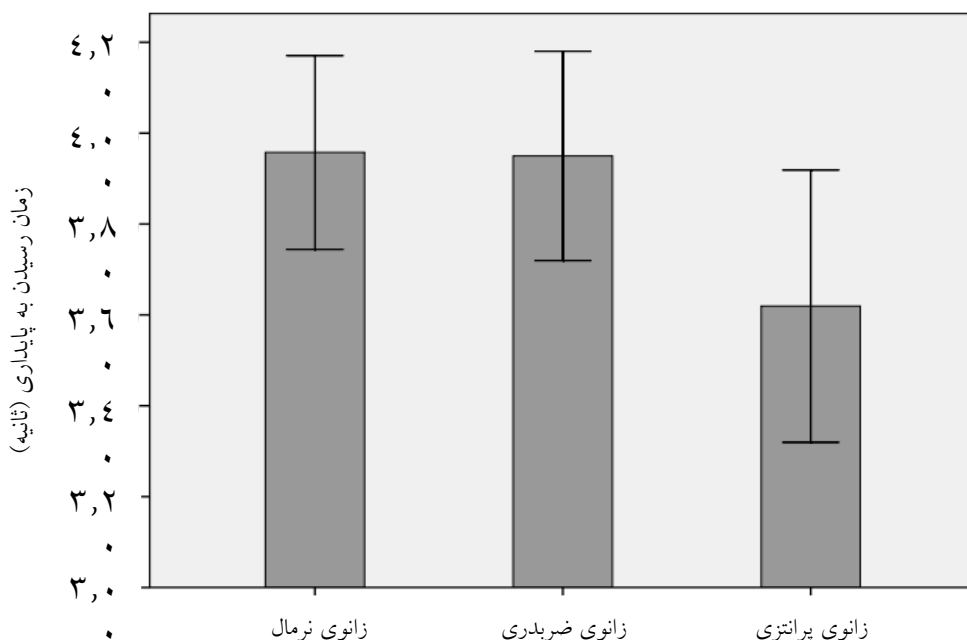
پارامتر	نرمال	ضربداری	پراتنزی
دو پا-چشم باز-سطح سخت	۵۶/۱۹۹۸±۳۲/۱۶۵	۰۸/۲۱۰۰±۸۵/۲۳۵	۳۱/۱۹۳۷±۹۳/۶۸
دو پا-چشم بسته-سطح سخت	۶۸/۲۱۱۶±۸۹/۳۷۹	۷۱/۲۱۰۹±۸۱/۳۰۱	۸۰/۱۹۶۷±۸۷/۶۲
یک پا-چشم باز-سطح سخت	۰۶/۲۲۷۶±۷۵/۱۴۹	۴۸/۲۲۴۳±۰۵/۱۶۸	۴۴/۲۱۹۳±۶۶/۱۱۸
یک پا-چشم بسته-سطح سخت	۲۴/۲۴۹۶±۸۷/۱۸۱	۳۱/۲۵۷۶±۵۷/۵۱۶	۱۳/۲۶۳۶±۰۷/۵۰۶
تندم-چشم باز-سطح سخت	۷۹/۲۱۵۰±۹۲/۱۲۵	۳۶/۲۱۵۵±۹۱/۱۲۶	۰۲۸/۲۰۱۲±۹۷/۷۲*
تندم-چشم بسته-سطح سخت	۹۸/۲۷۲۷±۵۹/۵۷۹	۵۹/۲۲۱۲±۸۲/۲۱۶	۰۲۳/۲۱۹۱±۳۳/۲۷۳*
دو پا-چشم باز-سطح نرم	۸۳/۲۱۴۲±۶۳/۱۸۳	۱۶/۲۲۰۱±۰۷/۲۹۰	۱۳/۱۹۸۰±۱۱/۹۶
دو پا-چشم بسته-سطح نرم	۷۰/۱۹۸۱±۷۸/۵۸	۰۲۵/۲۲۳۳±۳۰/۳۲۶	۰۸/۲۰۲۴±۹۰/۱۲۸
یک پا-چشم باز-سطح نرم	۶۱/۲۲۶۶±۷۴/۱۴۲	۶۷/۲۲۲۰±۹۶/۲۶۵	۴۵/۲۲۲۵±۸۳/۲۰۱
یک پا-چشم بسته-سطح نرم	۶۷/۲۸۴۶±۳۴/۲۰۰	۰۵/۲۳۹۰±۶۹/۲۹۰	۰۶۶/۲۴۴۶±۴۶/۳۲۲
تندم-چشم باز-سطح نرم	۶۳/۲۸۷۲±۲۶/۶۲۸	۰۱۴/۲۳۱۲±۱۷/۲۷۵	۰۸۵/۲۲۱۰±۴۶/۲۶۰
تندم-چشم بسته-سطح نرم	۴۶/۲۶۰۱±۹۹/۳۲۴	۸۷/۲۴۴۰±۶۲/۴۰۷	۵۴/۲۳۱۲±۵۳/۳۵۰
میزان جابجایی مرکز فشار (mm)	۱۹/۲۳۷۳±۸۲/۴۳۰	۰۶۴/۲۲۷۴±۹۰/۳۱۷*	۰۹۹/۲۱۷۸±۰۶/۳۱۱*
TTS (ms)	۹۶/۳±۳۰/۰	۹۵/۳±۳۲/۰	۶۲/۳±۴۲/۰

جابجایی مرکز فشار آژودنی ها به تکنیک وضعیت

جدول ۲) نتایج تحلیل واریانس یک طرفه در مورد تفاوت زمان رسیدن به پایداری در گروه ها

سطح معنی داری	F	درجه آزادی	میانگین مجذورات	مجموع مجذورات	پارامتر
۰/۰۶۴	۳/۰۴۰	۲	۰/۳۷۳	۰/۷۴۶	بین گروهی
		۲۷	۰/۱۲۳	۳/۳۱۳	درون گروهی
		۲۹		۴/۰۵۹	کل

زمان رسیدن به پایداری (S)



نمودار (۱) نمودار تغییرات زمان رسیدن به بیداری بین گروه های مختلف

## بحث و نتیجه گیری

نتایج نشان داد که سه گروه از نظر تعادل ایستا در تکلیف های مختلف متفاوت بودند و این تفاوت ها به شرح ذیل است:

- در وضعیت تندم با چشمان باز و بسته روی سطح سخت جابه جایی مرکز فشار و سرعت حرکت مرکز فشار در گروه افراد با زانوی سالم بیشتر از دو گروه دیگر بوده است.
- در وضعیت تک پا با چشمان باز روی سطح نرم جابه جایی و سرعت حرکت مرکز فشار در افرادی که زانوی سالم دارند، نسبت به دو گروه دیگر بیشتر بوده است.
- در وضعیت تندم و چشم باز و سطح نرم جابه جایی و سرعت حرکت مرکز فشار در گروهی که زانوی سالم دارند نسبت به دو گروه دیگر بیشتر بوده است.

به طور کلی مشخص شده که در وضعیت تندم با چشمان باز روی سطح نرم و سخت افراد دارای زانوی سالم، میزان جابه جایی مرکز فشار و سرعت بیشتری دارند که دلیل آن می تواند شیوه قرار دادن پاهای افراد مختلف با ناهنجاری های زانوی ضربداری و پرانتری و افراد با زانوی سالم باشد؛ زیرا افرادی که زانوی سالم داشتند، پاها را به صورت دقیق پشت سر هم نگه می داشتند و آزمون را به صورت درست انجام می دادند؛ اما افرادی که ناهنجاری زانوی ضربداری داشتند، نمی توانستند پاهای خود را دقیقاً جلوی یکدیگر قرار دهند و این آزمون را به صورت تعدیل شده انجام می دادند، یعنی پاها کاملاً جلوی یکدیگر قرار نمی گرفت و افرادی که زانوی پرانتری داشتند، به علت انتقال خط کشش ثقل به سمت داخل زانو این آزمون را راحت تر می توانستند انجام دهند. اما در شرایط تندم با چشمان بسته به دلیل سخت تر شدن آزمون و حذف عامل بینایی هر سه گروه آزمون سختی را تجربه کردند و با یکدیگر از لحاظ آماری اختلاف معنی داری نداشتند.

در وضعیت تک پا با چشمان باز روی سطح نرم، افرادی که زانوی نرمال داشتند نسبت به دو گروه دیگر دارای میزان جا به جایی و سرعت جا به جایی مرکز فشار بیشتری بودند. دلیل آن می تواند ورزشکار بودن بعضی از آزمودنی ها با ناهنجاری زانو باشد و یا دلیل دیگر اینکه افراد دارای زانوی نرمال آزمون ها را بدون کمک انجام می دادند و بنابراین در صورت به هم خوردن تعادل، تلاش می کردند که تعادل خویش را دوباره حفظ کنند؛ اما در بعضی از موارد آزمودنی هایی که ناهنجاری های زانوی پرانتری و ضربداری داشتند نمی توانستند تعادل خود را حفظ کنند پژوهشگر برای حفظ تعادل آنان به ایشان کمک می کرد. ممکن است به همین دلیل نتایج برای این آزمودنی ها میزان جا به جایی کمتری را نشان داده باشد.

هر سه گروه در دیگر شرایط؛ یعنی در شرایط دوپا چشم باز و بسته و سطح نرم و سخت، تک پا چشم باز و بسته و سطح سخت و تندم چشم بسته روی سطح نرم اختلاف معنی

داری نداشتند. در آزمون دوپا به دلیل میزان سختی کمتر این آزمون حتی با حذف عوامل بینایی و حسی عمقی نیز بین گروه ها تفاوتی دیده نشد. در آزمون تک پا روی سطح سخت با و بدون عامل بینایی تفاوتی بین آزمودنی ها وجود نداشت که دلیل آن می تواند سختی این آزمون برای هر سه گروه و در مواردی کمک پژوهشگر برای حفظ تعادل آزمودنی ها باشد. در مورد آزمون تدمم که تکلیف دشواری است و در شرایطی که با چشمان بسته، روی سطح نرم انجام شد و هر دو عامل بینایی و حسی عمقی نیز حذف شد، از آنجایی که همه آزمودنی ها در هر سه گروه برای حفظ تعادل خود درگیری عصبی عضلانی زیادی داشتند و افراد مبتلا به ناهنجاری زانو این آزمون را به صورت تعدیل شده انجام می دادند، لذا بین گروه ها تفاوت معنی داری دیده نشد.

در کل، نتایج نشان داد که تعادل ایستا در افرادی که زانوی ضربدری و پرانتری داشتند نسبت به هم اختلاف معنی داری نداشته است؛ ولی تفاوت در هر دو گروه و در برخی تکلیف ها با افرادی که زانوی سالم داشتند معنادار بود که علت آن ممکن است به دلیل ورزشکار بودن برخی از این آزمودنی ها و انجام دادن آزمون به صورت تعدیل شده و یا با کمک پژوهشگر برای حفظ تعادل این افراد در برخی تکلیف ها باشد.

نتایج نشان داد که تعادل پویای سه گروه نیز متفاوت نبوده است. در این مورد نتایج این پژوهش با نتایج به دست آمده از پژوهش یحیی راد و همکاران در سال ۲۰۱۳ که پایداری پاسپر افراد مبتلا به زانوی ضربدری و پرانتری را در چند تکلیف پویا مقایسه کرده بودند، در حالت پرش به چلو عقب همسوست و در آن پژوهش نیز تفاوت معنی داری بین سه گروه دیده نشد؛ اما در مورد پرش جانبی در آن پژوهش تفاوت معنی داری در شاخص پایداری پاسپر دینامیک بین افرادی که زانوی ضربدری و پرانتری داشتند دیده شد که در گروه افراد با زانوی پرانتری بیشتر از گروه سالم بود.

## نتیجه گیری

با توجه به نتایج پژوهش حاضر می توان گفت که در تکلیف های مختلف افراد با زانوی ضربداری و پرانتزی با وجود تفاوت های مکانیکی تفاوت معنی داری در اجرای آزمون ها نداشتند ولی هر دو گروه با گروه زانوی سالم تفاوت هایی داشتند و گروه دارای زانوی نرمال و سالم میزان جا به جایی مرکز فشار و میزان جا به جایی سرعت مرکز فشار بیشتری را در ( برخی از آزمون ها) نشان دادند که دلیل آن ورزشکار بودن بعضی افراد و یا تعدیل شدن آزمون ها برای برخی از افراد در گروه های افراد مبتلا ناهنجاری های زانو بود؛ همچنین ممکن است دلیل دیگر آن در مورد افراد با زانوی ضربداری میزان سطح اتکا بیشتر این افراد باشد که ناهنجاری این افراد نوعی مزیت در حفظ تعادل برای این افراد به شمار می آید. در هر حال، نتایج این پژوهش نشان داد که در آزمون های حفظ تعادل با درجه سختی های متفاوت حتی در بعضی از موارد افراد با زانوی سالم نسبت به افراد با زانوی ضربداری و پرانتزی ضعیف تر عمل می کنند. بنابراین ممکن است در وضعیت های خاصی ساختار بیومکانیک افراد مبتلا به زانوی ضربداری و پرانتزی نوعی مزیت برای این افراد در پایداری پاسچر باشد.

## پیشنهادات برخاسته از پژوهش

با توجه به اینکه پایداری پاسچر در تکلیف های مختلف افراد مبتلا به زانوی ضربداری و پرانتزی و همچنین افراد سالم متفاوت بود، برای درک بهتر این یافته ها پیشنهاد می شود، ارتباط بین سایر ناهنجاری های درگیر با ناهنجاری زانو (از جمله؛ ناهنجاری های مچ پا) نیز همراه با ناهنجاری زانو مورد بررسی قرار گیرد. همچنین پیشنهاد می شود که این پژوهش را در مورد افراد مبتلا به ناهنجاری های زانوی ضربداری و پرانتزی و سالم حین اجرای فنون ورزشی در رشته های مختلف انجام دهند.

## منابع

1. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: a critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res* 1996; 14(2): 289-95.
2. Andriacchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994;25(3): 395-403
3. Asgari T. the effect of interrater and intrarater reliability of berg balance scale in balance evaluation of children with spastic cerebral palsy. Thesis of MSc in Tehran University of Medical Sciences.2007.
4. Baier M, Hopf T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance in athletes with functional ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79(8): 939-44.
5. Chao EY, Neluheni EV, Hsu RW, Paley D. Biomechanics of malalignment. *Orthop Clin North Am* 1994;25(3):379-86.
6. Daneshmandi H, Alizadeh MH, Gharakhanlou R. Corrective Action: Detect and Prescribing Practices. Tehran, Iran: The Institute of Physical Education and Sports Science; 2005. p. 31-32, 40-43, 52, 87-95. [In Persian].
7. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24(1): 108-15.
8. Frandin K, Sonn U, Svantesson U, Grimby G. Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. *Scand J Rehabil Med* 1995; 27(4): 231-41.
9. Hartel, J., Michael, R., Denger, G.R. 2002. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train*. 37(2):129-132.
10. Heidari Nik H. The study of body abnormalities in student's boy in Komijan city [Online]. 2007 [cited 2007 Dec 10]; Available from: URL: <http://komijanpazhohesh.blogfa.com/post-4.aspx/>
11. Hewett TE, Linadenfeld TN, Riccobene JV, Noyes FR. The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. A prospective study. *Am J Sports Med* 1999;27(6):699-706.
12. Hewett TE, Stroupe AL, Nance TA, Noyes FR,. Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *Am J Sports Med* 1996;24(6): 765-73
13. Jnior JN , Pastre CM , Monteiro HL. Postural alteration in male Brazilian athletes who have participated in international muscular power competitions. *Rev Bras Med Esporte* 2004 ; 10(3): 199-201.

14. Kendal FP, McCreary, Provance PG, Rodgers MM, Rmani WA. Muscles testing and function with posture and pain. 5th ed. New York: Lippincott Williams and Wilkins; 2005.
15. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2004;12(9): 745-51
16. Mann RA. (1986). " Biomechanics of the foot and ankle" . Surgery of the foot, 5th ed St Louis : Mosby. PP:1-30.
17. McNair PJ, Prapavessis H, Callender K. Decreasing landing forces: effect of instruction. *Br J Sports Med* 2000;34(4):293-6.
18. Murphy DF, Connolly DA, Beynon BD. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. *Br J Sports Med* 2003; 37(1): 13-29.
19. Paillard T, Noe F, Riviere T, Marion V, Montoya R, Dupui P. Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *J Athl Train* 2006; 41(2): 172-6.
20. Perrin P, Deviterne D, Hugel F, Perrot C. Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait Posture* 2002; 15(2): 187-94.
21. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train* 2002; 37(1): 80-4.
22. Tond Nevis F. Kinesiology. 9th ed. Tehran, Iran: Tarbiat Moallem University; 2005. p. 217. [In Persian]
23. Windley, T.C. (2005). Anatomical and neuromuscular contributions to anterior knee shear force during single-leg landing in female. Doctor of Philosophy Thesis. The University of North Carolina at Greensboro.
24. Yayaei-Rad, M A A. Norasteh, A. Shamsi, M.A. Sanjari. The Comparison of Postural Stability in Different Knee Alignment. *J. Basic Appl. Sci. Res.* 2013 3(7): 322-326.

