

مقایسه تعادل پویا در دانشجویان پسر کارشناسی رشته تربیت بدنی با استفاده از آزمون زمان رسیدن به پایداری

دکتر صدرالدین شجاع‌الدین^۱

مهدی خالقی تازجی^۲

حسین مهربان^۳

چکیده

سابقه و هدف: مقایسه تعادل پویا در بین دانشجویان پسر کارشناسی رشته تربیت بدنی با استفاده از آزمون زمان رسیدن به پایداری (TTS) بود.

روش‌شناسی: از بین سه ورودی (سال ۸۴، ۸۵ و ۸۶) دانشجویان کارشناسی تربیت بدنی پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تربیت معلم تهران تعداد ۳۰ آزمودنی به طور تصادفی انتخاب شدند. تعادل پویای آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون زمان رسیدن به پایداری مورد ارزیابی قرار گرفت. این آزمون زمان رسیدن به پایداری را در دو جهت قدامی - خلفی و داخلی - خارجی در حرکت پرش - فرود مورد ارزیابی قرار می‌دهد.

یافته‌ها: نتایج آماری آزمون ANOVA نشان داد که اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی - خلفی در بین ورودی‌های مختلف معنی‌دار بود؛ اما این اختلاف در جهت داخلی - خارجی در بین ورودی‌های مختلف معنی‌دار نبود. نتایج آزمون تقییبی نشان داد که در جهت قدامی - خلفی وضعیت تعادل ورودی‌های ۸۶ و ۸۵ بهتر از ورودی ۸۴ بود.

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به ارائه دروس تخصصی مثل آمادگی جسمانی ۱ و ۲ در ترم‌های پایین‌تر رشته تربیت بدنی، این احتمال وجود دارد که این دروس در بهبود تعادل پویای دانشجویان ورودی ۸۶ و ۸۵ نقش داشته باشد. پیشنهاد می‌شود دروس تخصصی آمادگی جسمانی ۱ و ۲ در برنامه درسی دانشجویان تربیت بدنی در ترم‌های بالاتر نیز گنجانده شود.

واژه‌های کلیدی: تعادل پویا، دانشجویان تربیت بدنی، آزمون زمان رسیدن به پایداری.

مقدمه

بسیاری از آسیب‌های مچ پا در فعالیت‌های ورزشی که نیاز به پرش - فرود دارد مانند بسکتبال، فوتبال و والیبال رخ می‌دهد (۱۶). فرود موفق پس از پرش به قدرت پایداری و تعادل جهت محافظت اساسی در برابر آسیب مفصل نیاز دارد (۲۷). از این رو توانایی رسیدن سریع به پایداری یکی از عوامل مهم در جلوگیری از آسیب معرفی شده است (۲۲). این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مچ پا در نتیجه اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد (۲۷).

مچ پا بیشترین ریسک را در آسیب‌های ورزشی دارد (۲۴). حدود یک چهارم تمام آسیب‌ها در بیشتر ورزش‌ها بر مچ پا تأثیر می‌گذارد (۲، ۱۲، ۲۴). این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مچ پا در نتیجه اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد (۲۷). با توجه به شیوع آسیب‌های مچ پا به دلیل حرکات پرشی و برشی (۲۷)، شناسایی پدیده کنترل پاسچر و تعادل در فعالیت‌ها و مهارت‌های ورزشی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد (۴، ۲۲). بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش - فرود را که از حرکات آسیب‌زای ورزشی است در حین رقابت‌ها و فعالیت‌های ورزشی اجرا می‌کنند (۲۲). ورزشکارانی که دارای پایداری بهتر می‌باشند و پس از اجرای حرکت پرش - فرود سریعتر به پایداری می‌رسند، کمتر دچار آسیب‌دیدگی می‌گردند (۲۲).

بررسی تحقیقات صورت گرفته در ارتباط با تعادل ورزشکاران نشان می‌دهد که بیشتر این مطالعات راجع به اثرات خستگی بر تعادل (۶، ۲۷) و همچنین تأثیر آسیب‌های مچ پا و اسپرین جانبی مچ پا (۶، ۱۷) بر تعادل می‌باشد که تحقیقات مربوط به آسیب‌های مچ پا در این زمینه به کرات دیده می‌شود. از اینرو بحث استفاده از نوع آزمون جهت ارزیابی تعادل مهم و قابل تأمل می‌باشد. جهت ارزیابی تعادل و کنترل پاسچر از آزمون‌های مختلفی استفاده می‌شود. آزمون‌های زمان رسیدن به پایداری^۱ (TTS)، لی لی تک پا^۲، دستگاه پایداری بایودکس^۳ و تست تعادل گردش روی ستاره^۴ (SEBT) (۶، ۱۸) روش‌هایی هستند که کنترل پاسچر و تعادل را در وضعیت‌های پویا مورد ارزیابی قرار می‌دهند. هر کدام از این آزمون‌ها مزایا و معایبی دارند. تست SEBT یکی از آزمون‌های رایج ارزیابی کنترل پاسچر و تعادل پویاست که تعادل را در وضعیت‌های عملکردی مورد بررسی قرار می‌دهد. اکثر تحقیقات انجام شده پایداری پویا را با استفاده از تست تعادل ستاره ای (SEBT) (۱۵، ۱۹)، تست لی لی تک پا (۲۰) یا دستگاه پایداری بایودکس (۱) مورد ارزیابی قرار داده‌اند. اگرچه این تست‌ها پایداری پویا را در وضعیت‌های عملکردی مورد بررسی قرار می‌دهند، پایداری ورزشکار را در مهارت ورزشی مورد ارزیابی قرار نمی‌دهند. به بیانی دیگر پایداری که ورزشکار در هنگام اجرای این تست‌ها از خود نشان می‌دهد، همان پایداری نیست که در حین انجام مهارت ورزشی از خود بروز می‌دهد. به عنوان مثال تست تعادل ستاره ای که به دفعات جهت محاسبه تعادل و پایداری مورد استفاده قرار گرفته (۵-۱۳) و نتایج

1. Time to stabilization
2. Single-leg hop test
3. Stability biodex system
4. Star Excursion Balance Test

را به صورت کمی بیان می‌کند، در محاسبه پایداری در حین مهارت ورزشی ناتوان می‌باشد؛ زیرا پروتکلی که در این تست استفاده می‌شود شباهتی با مهارت‌های ورزشی ندارد. همچنین تست لی لی تک پا که پروتکل آن مشابه حرکت فرود تک پا می‌باشد و از آن به عنوان یکی دیگر از روش‌های تعیین پایداری نام برده می‌شود، نیز نتایج عینی و کمی را ارائه نمی‌کند. از همین رو عدم توانایی محاسبه پایداری پویا به صورت کمی در هنگام استفاده از تست‌های پویا مانع از تشخیص اثرات ناپایداری مفصل بر پایداری پویای پاسچر می‌گردد (۲۲). به همین دلیل استفاده از روش زمان رسیدن به پایداری علاوه بر بیان پایداری به صورت کمی، پایداری ورزشکار را در پروتکل عملکردی پرش - فرود که از حرکات آسیب‌زا در ورزش می‌باشد، مورد ارزیابی قرار می‌دهد (۲۲).

ارزیابی تعادل دانشجویان رشته تربیت بدنی که همواره با فعالیت‌های ورزشی سروکار دارند می‌تواند در شناسایی دو موضوع مهم - تعادل از جنبه آسیب‌شناسی و تعادل از جنبه عملکرد ورزشی کمک کند. از طرف دیگر روشن شدن وضعیت تعادلی در دانشجویان تربیت بدنی می‌تواند در برنامه‌ریزی و همچنین زمان‌بندی واحدهای ارائه‌شده در دوره کارشناسی رشته تربیت بدنی کند. در دروس عملی که برای دانشجویان رشته تربیت بدنی ارائه می‌شود، شیوع آسیب‌های ورزشی دیده می‌شود که آسیب‌های مچ پا از جمله رایج‌ترین آسیب‌ها می‌باشد (۲۹). ارتباط بین آسیب‌های اندام تحتانی و بویژه آسیب‌های مچ پا و تعادل پویا به وسیله بسیاری از محققان صورت گرفته است (۹، ۱۰، ۲۳). از طرف دیگر با توجه به ارتباط تعادل پویا و اجرای عملکرد ورزشی، محققین بر این هستند که آیا وضعیت تعادل پویا در بین ورودی‌های مختلف رشته کارشناسی تربیت بدنی (ورودی سال اول، دوم و سوم) متفاوت می‌باشد یا نه؟ و با توجه به دروس عملی که در سال‌های اول و دوم و سوم به دانشجویان رشته تربیت بدنی ارائه می‌شود، وضعیت تعادل پویا در بین این ورودی‌ها به چه صورت می‌باشد. از این رو هدف این مطالعه مقایسه تعادل پویا در بین ورودی‌های مختلف رشته تربیت بدنی با استفاده از آزمون زمان رسیدن به پایداری بود.

روش‌شناسی

از بین سه ورودی دانشجویان تربیت بدنی پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تربیت معلّم تهران تعداد ۳۰ آزمودنی (سن: $21/73 \pm 1/09$ سال، قد: $178/50 \pm 8/24$ سانتی متر، وزن: $73/08 \pm 11/01$ کیلوگرم) به طور تصادفی انتخاب شدند. سپس این افراد به محل آزمایشگاه دانشکده جهت اجرای آزمون زمان رسیدن به پایداری (TTS) دعوت شدند. جهت محاسبه زمان رسیدن به پایداری و اجرای پروتکل پرش - فرود روی صفحه نیرو در ابتدا لازم است که ۵۰٪ حدّ اکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه گردد. به منظور کسب حدّ اکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها، از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت استفاده شد. از آزمودنی خواسته می‌شد که در مقابل وسیله اندازه‌گیری حدّ اکثر پرش ارتفاع ایستاده و تا حد ممکن دست خود را به بالا بکشد بدون این که پاشنه پای وی از زمین بلند شود. انت‌های نوک انگشت میانی به عنوان نقطه صفر دستگاه انتخاب شده و

دستگاه در این نقطه تنظیم می‌شد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد که حدّ اکثر پرش عمودی خود را انجام داده و در اوج پرش با نوک انگشت صفحه مخصوص دستگاه را لمس نماید (شکل ۱). این ارتفاع به عنوان حدّ اکثر پرش عمودی به صورت دیجیتالی در دستگاه ثبت و به وسیله آزمونگر در فرم مخصوص یادداشت می‌شد. از هر آزمودنی خواسته شد که پرش عمودی را سه بار انجام دهد و پس از ثبت نمرات هر سه بار، بیشترین نمره به عنوان حدّ اکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت می‌شد. حدّ اکثر پرش عمودی افراد در واحد سانتی‌متر ثبت گردید.



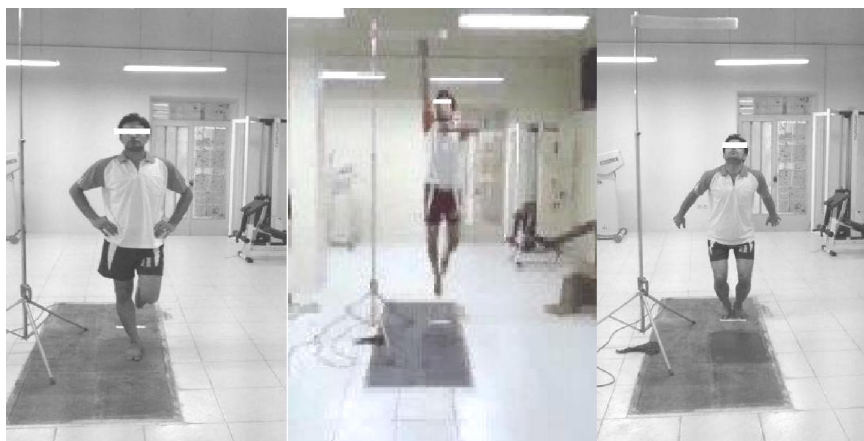
شکل ۱. نحوه محاسبه حدّ اکثر پرش ارتفاع آزمودنی

از یک صفحه نیروی سه محوره^۱ (مدل MIE) که قابلیت ثبت نیروی‌های عکس‌العمل در دامنه ۱۰ تا ۵۰۰ هرترز را داشت، جهت اندازه‌گیری زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها استفاده شد. قابلیت این نمونه از صفحه نیرو بدین صورت می‌باشد که نیروهای عکس‌العمل زمین در سه محور قدامی - خلفی، جانبی و عمودی را ثبت می‌کند.

در ابتدا حدّ اکثر پرش ارتفاع آزمودنی را بر عدد دو تقسیم نمودیم که عدد به دست آمده معادل نقطه ۵۰ درصدی حدّ اکثر پرش عمودی آزمودنی بود. در کنار صفحه نیرو میله مدرجی قرار داده شد که در بالای آن علامتی به سمت صفحه نیرو کشیده می‌شد.

1. Triaxial force plate

از آزمودنی خواسته شد که روی صفحه نیرو در مقابل میله ایستاده و همانند آزمون حدّ اکثر پرش ارتفاع تا حد ممکن دست خود را به سمت بالا بکشد. از ارتفاع نوک انگشت میانی تا علامتی که روی میله قرار داشت، فاصله ۵۰ درصدی حدّ اکثر پرش ارتفاع تنظیم می‌شد و در واقع ارتفاع آن علامت نصف میزان حدّ اکثر پرش ارتفاع آزمودنی بود. سپس در فاصله ۷۰ سانتی‌متری مرکز صفحه نیرو روی سطح زمین نقطه‌های مشخص و علامت‌گذاری شد. از آزمودنی خواسته شد تا از پشت فاصله ۷۰ سانتی‌متری علامت‌گذاری شده، با دو پا پرش کرده و پس از لمس علامت بالای صفحه نیرو (که نشانگر ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع آزمودنی می‌باشد) با یک پا (پای غالب) در مرکز صفحه نیرو فرود آمده و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه داشته و رو به رو را نگاه کند و سعی کند که تعادلش را حفظ نماید (شکل ۲). قبل از این که از آزمودنی آزمون پرش - فرود به عمل آید از وی خواسته می‌شد تا حرکت پرش - فرود را چند بار انجام داده تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردد. آزمون‌گر نیز در این حالت نحوه حرکت پرش را به آزمودنی آموزش می‌داد و هنگامی که آزمودنی اعلام آمادگی می‌کرد، از وی آزمون به عمل می‌آمد. هر آزمودنی مانور پرش - فرود را سه مرتبه اجرا نمود. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین به وسیله صفحه نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه نیرو تماس می‌یافت. به مدت ۲۰ ثانیه ثبت شد. اطلاعات نیروی عکس‌العمل در دو راستای جانبی و قدامی - خلفی به وسیله صفحه نیرو ثبت می‌شد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا جهت تجزیه و تحلیل بعدی مورد استفاده قرار گیرد (۱۱، ۲۱، ۲۲، ۲۶).



شکل ۲: پروتکل پرش - فرود: قبل از پرش، حین پرش و هنگام فرود

اطلاعات پرش - فرود به وسیله صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ Hz جمع‌آوری شد. به منظور جلوگیری از هم‌پوشانی فرکانس‌ها، فرکانس نمونه‌برداری در انتقال فوریر^۱ حدّ اقل باید دو برابر حداکثر

1. Fourier transformation

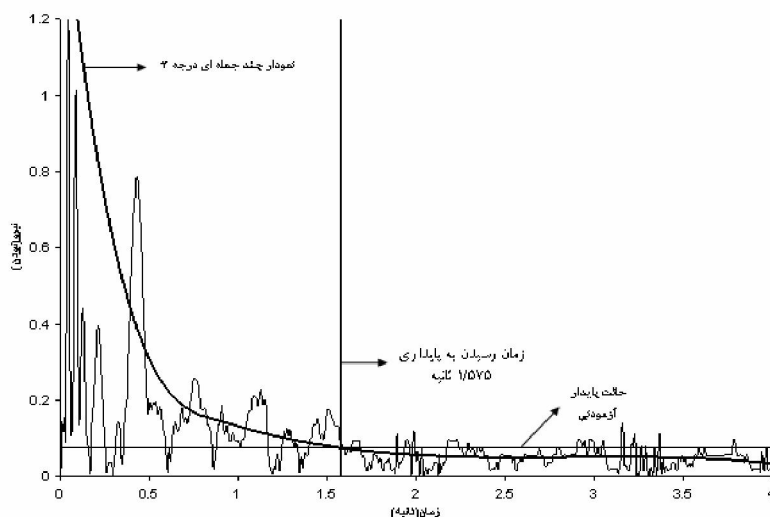
فرکانس مانور پرش - فرود باشد و از آنجایی که فرکانس سیگنال‌های خام در مانور پرش - فرود زیر ۳۰ Hz می‌باشد، بنابراین حدّ اقل فرکانس نمونه‌برداری جهت جمع‌آوری اطلاعات باید ۶۰ Hz در نظر گرفته شود. نقطه اوج حداکثر نیروی عکس‌العمل در حرکت پرش - فرود یک نقطه کلیدی جهت محاسبه زمان رسیدن به پایداری می‌باشد که اطلاعات مربوط به آن پس از جمع‌آوری مورد ارزیابی بعدی قرار می‌گیرد. حداکثر نیروی عکس‌العمل یک علامت برای خطی است که بر اطلاعات نیروی عکس‌العمل منطبق می‌شود، خط منطبق با اطلاعات، یکی از دو عاملی است که زمان رسیدن به پایداری را مشخص می‌کند. در سرعت نمونه‌برداری خیلی پایین، ممکن است نقطه حداکثر نیرو ثبت نشود و موجب اشتباه در محاسبه زمان رسیدن به پایداری گردد. از این رو سرعت نمونه‌برداری ۲۰۰ Hz جهت جمع‌آوری اطلاعات انتخاب شد (۱۱، ۲۱، ۲۲، ۲۶).

تجزیه و تحلیل اطلاعات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل جهت محاسبه زمان رسیدن به پایداری بر اساس یافته‌های گلدی و همکاران^۱ (۸) می‌باشد که دریافتند نوسان در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در هنگام ایستادن روی یک پا به علت تغییرات در پایداری پاسچر ناشی از تغییر سطح اتکا می‌باشد. از آنجایی که نوسانات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل به عنوان بهترین شاخص جهت محاسبه پایداری پاسچر در هنگام ایستادن روی یک پا می‌باشد، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل با حدّ اقل نوسان در هنگام ایستادن روی یک پا می‌تواند نشان‌دهنده پایداری مطلوب باشد. پایداری پویای پاسچر به عنوان زمانی که به طول می‌انجامد تا مؤلفه‌های ابتدائی ناشی از پرش - فرود مشابه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در حالت ایستادن ثابت شود، تعریف شده است (۲۲).

با استفاده از فیلتر پایین گذر، باتر ورث^۲ (۲۱) نویزهای اطلاعات حذف شد، سپس مؤلفه‌های قدامی - خلفی^۳ (AP) و جانبی^۴ (ML) اطلاعات نیروهای عکس‌العمل به طور جداگانه توسط نرم افزار محاسبات ریاضی متلب^۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. دو فاصله زمانی ۱۰ تا ۱۵ و ۱۵ تا ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد. سپس دامنه این دو بازه زمانی که شامل تغییرات نیروی عکس‌العمل بود، محاسبه شد و بازه‌های که دامنه آن کوچکتر بود به عنوان بازه زمانی، که در آن آزمودنی پایداری مطلوب را دارد، انتخاب شد. بزرگترین عدد این بازه زمانی معادل خط افقی است که روی نیروهای عکس‌العمل قرار داده می‌شود. در واقع این خط افقی نشان‌دهنده حالت پایدار آزمودنی می‌باشد. سپس اطلاعات نیروی عکس‌العمل هر دو جهت یکسویه شد و از نقطه حداکثر نیروی عکس‌العمل یک نمودار چند جمله‌های درجه ۳^۶ بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار داده شد. زمان رسیدن به پایداری در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌های است که نمودار چند جمله‌های درجه ۳ خط افقی را قطع می‌کند. شکل ۳ نحوه محاسبه زمان رسیدن به پایداری را در حرکت پرش - فرود یک آزمودنی در راستای جانبی (ML) را نشان می‌دهد. محور افقی نشان‌دهنده زمان و محور

1. Goldie et al
2. Butter Worth, Low Pass Filter
3. Anterior Posterior(AP)
4. Medial Lateral(ML)
5. MatLab
6. Unbounded third-order polynomial

عمودی نشان دهنده نیرو می باشد. از آنجایی که وزن فاکتوری است که بر میزان نیروی عکس العمل تأثیر می گذارد و به عنوان یک متغیر مخل در نظر گرفته می شود بنابراین جهت همسان سازی و کنترل متغیر مخل وزن، نیروی عکس العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد. زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی محاسبه شد و سپس میانگین زمان در سه اجرا به عنوان زمان رسیدن به پایداری آزمودنی ثبت شد. زمان رسیدن به پایداری برای هر آزمودنی در دو راستای قدامی - خلفی (AP) و جانبی (ML) محاسبه شد و به عنوان زمانی که آزمودنی در آن راستا به پایداری می رسد، در نظر گرفته شد. پس از جمع آوری اطلاعات از روش آماری تحلیل واریانس یک راهه (ANOVA) جهت مقایسه وضعیت تعادل دانشجویان در ورودی های مختلف استفاده شد.



شکل ۳: زمان رسیدن به پایداری، نیروهای عکس العمل زمین در راستای جانبی در حرکت پرش - فرود

یافته ها

جهت محاسبه زمان رسیدن به پایداری آزمودنی ها، قبل از انجام آزمون پرش - فرود لازم بود که حد اکثر پرش عمودی آزمودنی ها جهت یکسان کردن پرش آزمودنی ها و در واقع حذف متغیر مخل مهارت بین آزمودنی ها، اندازه گیری شود و نقطه ۵۰ درصدی میزان حداکثر پرش عمودی جهت انجام پروتکل پرش - فرود محاسبه گردد. اطلاعات مربوط به ۵۰٪ حد اکثر پرش ارتفاع و آزمون زمان رسیدن به پایداری در دو جهت داخلی - خارجی و قدامی - خلفی در جدول شماره ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱. ۵۰٪ درصد حداً اکثر پرش ارتفاع و زمان رسیدن به پایداری در ورودی‌های مختلف

زمان رسیدن به پایداری (ثانیه)		جهت‌ها سال ورود	۵۰٪ حداً اکثر پرش ارتفاع (سانتی متر)
جهت داخلی - خارجی	جهت قدامی - خلفی		
۳/۲۷±۰/۳۴	۲/۰۸±۰/۸۲	سال اول (ورودی ۸۶)	۲۷/۶۵±۲/۸۳
۳/۰۶±۰/۲۴	۱/۷۳±۰/۸۶	سال دوم (ورودی ۸۵)	۲۶/۳۳±۲/۹۶
۳/۴۱±۰/۲۲	۲/۱۵±۰/۷۲	سال سوم (ورودی ۸۴)	۲۹/۵±۱/۹۵

با استفاده از روش آماری تحلیل واریانس یک راهه (ANOVA) داده‌ها مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج تحلیل واریانس یک راهه (ANOVA) در مورد آزمون زمان رسیدن به پایداری (TTS) بدین صورت بود. در مورد زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی - خلفی با توجه به نتایج آزمون ANOVA اثر شرایط معنی‌دار بود ($P \leq 0/05$ و $F_{(2,27)} = 4/32$). در واقع می‌توان گفت به طور کل اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی - خلفی در گروه‌های مختلف (ورودی‌های مختلف) معنی‌دار بوده است. به تعریف دیگر سال ورود بر زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی - خلفی تأثیر داشته است. نتایج ANOVA در مورد زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی نشان داد که اثر شرایط معنی‌دار نیست ($P \leq 0/05$ و $F_{(2,27)} = 0/69$). به عبارت دیگر گروه‌های مختلف (سال ورودی) بر زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی تأثیر معنی‌دار نداشته است. نتایج آزمون تعقیبی بن فرونی نشان داد که در راستای قدامی - خلفی تنها بین دو گروه ۸۴ و ۸۵ اختلاف میانگین معنی‌دار بوده است (جدول ۲). اگرچه اختلاف میانگین بین گروه ۸۵ و ۸۶ نیز نزدیک به معنی‌داری بود، در این گروه و گروه ۸۴ و ۸۶ اختلاف میانگین معنی‌دار نبود.

جدول ۲. اختلاف میانگین و آزمون تعقیبی بن فرونی در دو جهت قدامی - خلفی و داخلی - خلفی آزمون TTS

گروه‌ها	اختلاف میانگین قدامی - خلفی	قدامی - خلفی (sig)	اختلاف میانگین داخلی - خارجی	داخلی - خارجی (sig)
۸۵ - ۸۴	۰/۳۵	۰/۰۳*	۰/۴۲	۰/۸۵
۸۶ - ۸۴	۰/۱۴	۱	۰/۰۷	۱
۸۵ - ۸۶	۰/۲۱	۰/۰۶	۰/۳۵	۱

* معنی‌داری در سطح $p \leq 0/05$

با توجه به جدول ۱ همان طور که مشاهده می‌شود، میانگین زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی - خلفی در ورودی ۸۵ کمتر از ورودی ۸۴ می‌باشد. یعنی آزمودنی‌هایی که در گروه ورودی ۸۵ قرار داشتند در مقایسه با آزمودنی‌هایی که در گروه ۸۴ قرار داشتند، در راستای قدامی - خلفی سریعتر به پایداری رسیدند. از طرف دیگر آزمودنی‌هایی که در گروه ورودی ۸۶ قرار داشتند نیز در مقایسه با آزمودنی‌هایی که در گروه ورودی ۸۴ قرار داشتند، سریعتر به پایداری رسیدند، هرچند که از نظر آماری این اختلاف معنی‌دار نبود.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این تحقیق مقایسه تعادل پویا در بین دانشجویان پسر کارشناسی رشته تربیت بدنی با استفاده از آزمون زمان رسیدن به پایداری بود. در آزمون TTS که تعادل پویا را در دو جهت (قدامی - داخلی و داخلی - خارجی) و آن هم با استفاده از نیروهای عکس العمل زمین ارزیابی می‌کند، نتایج نشان داد که اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی - خلفی در بین ورودی‌های مختلف معنی‌دار بود؛ اما این اختلاف در جهت داخلی - خارجی در بین ورودی‌های مختلف معنی‌دار نبود. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد که در جهت قدامی - خلفی وضعیت تعادل ورودی‌های ۸۶ و ۸۵ بهتر از ورودی ۸۴ بود.

ارزیابی تعادل پویا از دانشجویان تربیت بدنی در نیمسال اول سال تحصیلی ۸۸-۸۷ انجام شد. بدین ترتیب دانشجویانی که در گروه (ورودی) ۸۴ قرار گرفتند، حدوداً ۶ نیمسال سابقه تحصیل در رشته تربیت بدنی را داشتند. دانشجویانی که در گروه (ورودی) ۸۵ قرار گرفتند حدوداً ۴ نیمسال و دانشجویانی که در گروه (ورودی) ۸۶ قرار گرفتند حدوداً ۲ نیمسال سابقه تحصیل در رشته تربیت بدنی را داشتند.

متأسفانه هیچ تحقیقی یافت نشد که به بررسی وضعیت تعادل در بین دانشجویان رشته تربیت بدنی پرداخته باشد و اکثر تحقیقات انجام شده نیز به بررسی و شیوع آسیب‌ها در بین دانشجویان رشته تربیت بدنی پرداخته‌اند (۲۹، ۲۸)؛ اما نتایج این تحقیق تا حدی مشابه تحقیقات معدودی است که در زمینه تعادل انجام شده است (۲۵، ۱۴، ۳).

وبستر و همکاران در سال ۲۰۱۰ آزمون زمان رسیدن به پایداری، (TTS) دختران دانشجوی ورزشکار با لیگامنت صلیبی قدامی بازسازی شده را با گروه کنترل مقایسه کرده و بیان کردند که بالاتر بودن آزمون زمان رسیدن به پایداری در دختران دانشجو نسبت به گروه کنترل اختلاف معناداری را نشان می‌دهد و وضعیت تعادل غیر ورزشکاران نسبت به ورزشکاران بهتر بود که با برخی از نتایج پژوهش حاضر هم خوانی دارد (۲۵). هم‌چنین لوون و همکاران در سال ۲۰۱۱ مطالعه‌ای را بر روی آزمون زمان رسیدن به پایداری (TTS) در تکواندو کارانی که بین ۱ تا ۳ سال در سطح باشگاهی تمرین داشتند، انجام دادند. و نتیجه گرفتند که تکواندو کاران از تعادل بهتری نسبت به افراد غیر ورزشکار برخوردارند که یافته‌های نتایج تحقیق حاضر را نیز تأیید می‌کند (۱۴).

در تحقیقی که به وسیله برازن و همکاران در سال ۲۰۱۰ با عنوان «تأثیر خستگی بر بیومکانیک پریدن در حرکت، پرش - فرود تک پا» آزمون زمان رسیدن به پایداری (TTS) قبل و بعد از انجام پروتکل به عمل آمد. نتایج به دست آمده، حاکی از آن بود که اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی - خلفی در بین آزمودنی‌ها معنی‌دار است که با نتایج تحقیق حاضر هم خوانی دارد (۳).
در مجموع مطالعات انجام شده بر روی تعادل نشان می‌دهد، افرادی که تمرینات تعادلی، خصوصاً تمرینات ویژه سیستم‌های تعادل بدن، تقویت عضلات اندام تحتانی و غیره را انجام می‌دهند، دارای تعادل بهتری بوده و نفراتی که به نحوی درگیری سیستم‌های تعادلی بدنشان کاهش یافته (آسیب‌دیدگی، خستگی، عدم تمرین و غیره) از تعادل کمتری برخوردارند.

در تحقیق حاضر هدف بررسی وضعیت تعادل دانشجویان رشته تربیت بدنی در ورودی‌های مختلف بود. آنچه از نتایج تحقیق حاضر بر می‌آید آن است که دانشجویان ورودی سال اول و دوم رشته تربیت بدنی (ورودی ۸۶ و ۸۵) از لحاظ وضعیت تعادل در مقایسه با ورودی سال سوم (ورودی ۸۴) بهتر می‌باشند (جدول شماره ۱). همچنین با توجه به جدول ۱ میانگین زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی - داخلی در گروه ۸۵ کمتر از گروه ۸۴ بوده است. این بدان معنی است که تعادل پویای گروه ۸۵ در مقایسه با گروه ۸۴ در آزمون TTS بهتر بود. همچنین در جهت مذکور میانگین زمان رسیدن به پایداری در گروه ۸۶ از گروه ۸۴ نیز کمتر بود. یعنی تعادل پویای گروه ۸۶ از گروه ۸۴ بهتر بود، اگرچه این اختلاف نیز از لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

نتایج آماری به طور کلی نشان داد وضعیت تعادل پویا در دانشجویان با سابقه تحصیل کمتر در مقایسه با دانشجویان با سابقه تحصیل بیشتر، بهتر می‌باشد. البته اگرچه به طور قطع نمی‌توان چنین مطلبی را عنوان کرد، لیکن با توجه به مشاهده معنی‌داری در دو گروه ۸۴ و ۸۵ و سریعتر رسیدن به پایداری در آزمون TTS در ورودی ۸۵ و ۸۶ در مقایسه با ورودی ۸۴ چنین نتیجه‌ای را می‌توان استنباط نمود. هر چند که به طور قطع در دو جهت آزمون TTS، زمان رسیدن به پایداری به نفع ورودی‌های ۸۵ و ۸۶ نبود. بهر حال، به عنوان یک نتیجه کلی به نظر می‌رسد نتایج آزمون TTS در ورودی‌های پایینتر بهتر از ورودی‌های بالاتر بوده است.
با توجه به بررسی که از برنامه درسی دانشجویان به عمل آمد، مشخص شد که برنامه آن‌ها بدین صورت است که معمولاً دانشجویان در ترم‌های ابتدایی ورود به رشته تربیت بدنی واحدهایی مانند آمادگی جسمانی (۱) و آمادگی جسمانی (۲) را می‌گذرانند. سرفصل‌های دروس آمادگی جسمانی ۱ و ۲ فاکتورهای آمادگی جسمانی را در بر می‌گیرد که شامل استقامت عمومی، قدرت و استقامت عضلانی، سرعت، چابکی، تعادل و هماهنگی عصبی - عضلانی می‌باشد. و دانشجویان باید فاکتورهای مذکور را جهت کسب حد نصاب قبولی در واحدهای آمادگی جسمانی ۱ و ۲ تمرین کنند. از طرف دیگر در ورودی‌های بالاتر دروس ارائه شده در رشته تربیت بدنی بیشتر دروس تخصصی رشته‌های ورزشی می‌باشد.

از طرفی کنترل پاسچر و تعادل پویا در فعالیت‌های روزانه و اجرای عملکرد بهینه در فعالیت‌های ورزشی ضروری است. از این رو با توجه به تأثیر قدرت، دامنه حرکتی و هماهنگی عصبی - عضلانی بر اندام تحتانی در هنگام اجرای تکالیف عملکردی خاص در ورزش، فاکتورهایی که پایداری را در اجرای این‌گونه تکالیف تغییر می‌دهد می‌تواند بر عملکرد تأثیر گذاشته یا عوامل مؤثر بر مفصل در هنگام اجرای این‌گونه فعالیت‌ها را تغییر دهد. بنابراین با توجه به نتایج تحقیق، چنین به نظر می‌رسد که وضعیت تعادل پویا در بین دانشجویان ورودی‌های پایین‌تر در مقایسه با ورودی‌های بالاتر بهتر می‌باشد. نظر به اهمیت تعادل در میزان کاهش آسیب‌دیدگی و بهبود عملکرد ورزشی پیشنهاد می‌شود در هنگام تعیین سرفصل‌های دروس رشته تربیت بدنی این مسأله مورد توجه بیشتری قرار گیرد.

منابع

1. Arnold, B.L., Schmitz, R.J. 1998. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *J Athl Train.* 33:323-327.
2. Boruta, P.M., Bishop, J.O., Braly, W.G., Tullos, H.S. 1990. Acute lateral ankle ligament injuries: a literature review. *Foot Ankle.* 11:107-113.
3. Brazen D.M., Todd M.K., Ambegaonkar J.P., Wunderlich R., Peterson C. 2010. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clin J Sport Med,* 20(4): 286-92.
4. Cote, K.P., Brunet, M.E., Gansneder, B.M., Shultz. S.J. 2005. Effect of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train.* 40(1):41-46.
5. Earl, J., Hertel, J. 2001. Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil.* 10:93-94.
6. Gribble, P. 2003. The star excursion balance test as a measurement tool. *Athl Ther Today.* 8(2), 46-47.
7. Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., Buckley, W. 2004. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.* 39(4):321-329.
8. Goldie, P.A., Bach, T.M., Evan, O.M. 1989. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil.* 70:510-517.
9. Goldie, P.A., Evan, O.M., Bach T.M. 1991. Postural control following inversion sprain of the ankle. *J Am Podiatr Med Assoc.* 81:243-247.
10. Goodwin-Gerberich, S.G., Luhmann, S., Finkle, C., Periest, G.D., Beard, B.J. 1982. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *Phys Sports Med.* 15(8):75-79.
11. Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W. E. 2005. The condition for dynamic stability. *J of Biomech.* 38:1-8.
12. Jerosch, J., Bischof, M. 1996. Proprioceptive capabilities of the ankle in stable and unstable joints. *Sports. Exerc Inj.* 2:167-171.
13. Kinzey, S., Armstrong, C. 1998. The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 7(5):356-360.

14. Leong HT, Fu SN, Ng GY, Tsang WW. 2011. Low-level Taekwondo practitioners have better somatosensory organisation in standing balance than sedentary people. *Eur J Appl Physiol.* 11.
15. Matthew, L. 2006. The effect of activity related fatigue on dynamic postural control as measured by the star excursion. Master Of Science Thesis. Morgantown West Virginia.
16. McGuine, T., Greene, J., Best, T., Levenson, G. 2000. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sports Med.* 10:239–244.
17. Nashner, L.M. 1990. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. In Duncun PW, editor: *Balance: Proceeding of APTA Forum*, Alexandria, Va, APTA.
18. Newton, R.A. 1989. Review of tests of standing balance abilities. *Brain Injury.* 3:335-343.
19. Olmsted, L.C., Carcia, C.R., Hertel, J., Shultz, S.J. 2002. Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 37(4): 501-506.
20. Reiman, B.L., Caggiano, N.A., Laphart, S.M. 1999. Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. *J Sport Rehabil.* 8:171-183.
21. Ross, S.E., Guskiewicz, K.M. 2004. Examination of static and dynamic postural stability in individual with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med.* 14(6):332-338.
22. Ross, S.E., Guskiewicz, K.M. 2003. Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability. *Athl Ther Tod.* 8(3):37-39.
23. Tropp, H., Odenrick, P., Gillquist, J. 1985. Stabilometry recording in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med.* 6:180-182.
24. Verhagen, E., Bobbert, M., Inklaar, M., Kalken, M.V., Beek, A.V.D., Bouter, L., Mechelen, W.V. 2005. The effect of a balance training program on centre of pressure excursion in one-leg stance. *Clin Biomech.* 20:1094–1100.
25. Webster K.A., Gribble P.A. 2010 . Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes. *J Athl Train,* 45(6): 580-5.
26. Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Borsa, P.A. 2005. Detection of dynamic stability deficits in subject with functional ankle instability. *J Med & Sci in Sport & Exe.* 169-175.
27. Wikstrom, E, A., Powers, M.E., Tillman, M.D. 2004. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athl Train.* 39(3):247-253
۲۸. شهیدی، فرشته. ۱۳۷۶. بررسی انواع و علل آسیب‌های ورزشی در دانشجویان دختر سال آخر رشته تربیت‌بدنی دانشگاه‌های تهران در سال ۷۶-۷۵. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت‌معلم تهران.
۲۹. کاوه، بابک. ۱۳۷۶. بررسی انواع و میزان آسیب‌های ورزشی بین دانشجویان پسر سال آخر رشته تربیت‌بدنی دانشگاه‌های تهران در سال تحصیلی ۷۶-۷۵. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکز.