

رابطه گشتاور نسبی ایزوکینتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا با ارتفاع پرش با پای راهنما در مردان جوان

چکیده

سعید نیکوخصلت^۱، شیرین یزدانی^۲،
ابراهیم حسینی حوری‌پسند^{۱*}

۱. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.
۲. گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

دریافت: ۱۳۹۴/۲/۲۹ پذیرش: ۱۳۹۴/۶/۲۴

هدف: هدف از مطالعه حاضر بررسی رابطه بین گشتاورهای نسبی ایزوکینتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا با ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما در مردان جوان بود.

روش‌ها: ۲۷ مرد ورزشکار دانشگاهی با میانگین سن، قد و جرم به ترتیب برابر 25.0 ± 3.5 سال، 178.5 ± 7.8 سانتی‌متر و 75.7 ± 10.7 کیلوگرم به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت نمودند. گشتاور ایزوکینتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا و همچنین ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما به ترتیب توسط دینامومتر ایزوکینتیک (BIODEX SYSTEM PRO 4، ساخت کشور آمریکا) و دستگاه دیجیتال آزمون پرش عمودی اندازه‌گیری شدند. برای تعیین ارتباط بین داده‌ها از آزمون همبستگی پیرسون با سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان دادند بین ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما با گشتاورهای فلکشن ($r=0.39$ و $p=0.047$) و اکستنشن ($r=0.03$ و $p=0.055$) مفصل ران پای راهنما، گشتاور اکستنشن مفصل ران پای اتکا ($r=0.20$ و $p=0.045$) و گشتاورهای فلکشن ($r=0.19$ و $p=0.045$) و اکستنشن مفصل زانوی پای اتکا ($r=0.06$ و $p=0.052$) ارتباط معنی‌داری وجود دارد.

نتیجه‌گیری: پژوهش حاضر نشان داد که گشتاورهای نسبی فلکشن و اکستنشن مفاصل ران پای راهنما و زانوی پای اتکا و همچنین گشتاور نسبی اکستنشن ران پای اتکا بر ارتفاع پرش با پای راهنما تأثیر دارد. بنابراین در طراحی برنامه‌های تمرینی برای ورزشکارانی که ماهیت پرش در رشته ورزشی آنها به‌صورت پرش با پای راهنما است، باید به قدرت مفاصل ران و زانو توجه ویژه‌ای نمود.

کلید واژگان: پرش عمودی، گشتاور ایزوکینتیک، پای راهنما

* نویسنده مسئول: گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.
تلفن: ۰۹۱۴۳۱۴۳۴۱۳

Email: hosseini_cbrahim@yahoo.com

مقدمه

پا و جفت پا را در والیبالیست‌های حرفه‌ای مقایسه کردند و دریافتند که ارتفاع پرش تک پا، در حدود ۵۸/۵ درصد ارتفاع پرش جفت پا بوده است. در مطالعات Saunders و همکاران و Healy و همکاران نیز مشخص شده است که با افزایش سرعت دورخیز و دویدن، عملکرد پرش عمودی تک پا و جفت پا افزایش می‌یابد (۴). به طوری که دورخیز با دو گام منجر به بیشترین ارتفاع پرش نسبت به دیگر دورخیزها می‌شود (۵). به‌طور مشابه Enoka (۶) گزارش

پرش بخش اصلی بسیاری از ورزش‌ها مانند بسکتبال، والیبال، هندبال، دو و میدانی، ورزش‌های توپی و رزمی است. پرش عمودی اغلب به‌عنوان روشی سریع و ساده برای ارزیابی توان بی‌هوازی بکار می‌رود (۱، ۲) و در تحقیقات بیومکانیک و فیزیولوژی از توجه ویژه‌ای برخوردار است. Soest و همکاران (۳) عملکرد پرش تک

بررسی نموده‌اند ولسی مکانیک پرش با پای راهنما در هیچ‌یک از مطالعات قبلی مورد آزمون قرار نگرفته است. در حالی که ماهیت پرش در برخی از رشته‌های ورزشی مثل بسکتبال، ورزش‌های رزمی و پرش ارتفاع در رشته دو و میدانی به صورت پرش با پای راهنما صورت می‌گیرد و بررسی و شناخت عوامل بیومکانیکی مؤثر در پرش با پای راهنما در بهبود عملکرد ورزشکاران این رشته‌ها مفید خواهد بود. بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی رابطه بین گشتاور ایزوکتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا با ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما است.

روش شناسی

روش تحقیق حاضر توصیفی-میدانی می‌باشد. جامعه آماری این تحقیق شامل دانشجویان تربیت‌بدنی مرد دانشگاه تبریز بودند که از بین آنها ۲۷ نفر با میانگین سن، قد، جرم و شاخص توده بدن به ترتیب برابر $25/0 \pm 3/5$ سال، $178/5 \pm 7/8$ سانتی‌متر، $75/7 \pm 10/7$ کیلوگرم و شاخص توده بدن $23/7 \pm 2/9$ کیلوگرم بر مجذور متر به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. همه آزمودنی‌های شرکت‌کننده در این مطالعه از سلامت جسمانی کامل برخوردار بودند. معیارهای حذف آزمودنی‌ها از تحقیق شامل: داشتن مشکلات عصبی عضلانی، سابقه شکستگی و آسیب‌دیدگی اندام تحتانی، سابقه جراحی، درد و تورم در اندام تحتانی در زمان تحقیق بودند. قبل از شرکت آزمودنی‌ها در تحقیق، توضیحات لازم درباره آزمون‌ها به آنها داده شد و از آنها رضایت‌نامه کتبی گرفته شد.

روش اجرا به این نحو بود که ابتدا قد و وزن آزمودنی‌ها به ترتیب با استفاده از قدسنج Seca مدل ۲۱۳ و دستگاه InBody مدل ۲۳۰ اندازه‌گیری شدند. سپس آزمودنی‌ها روی چرخ کارسنج، با سرعت ۵۰ دور بر دقیقه و با مقاومت یک کیلوگرم به مدت ۱۰ دقیقه گرم کردند. برای تعیین پای راهنما و اتکای آزمودنی‌ها، پای را که آزمودنی‌ها برای ضربه زدن به توپ استفاده می‌کردند به عنوان پای راهنما و پای دیگر به عنوان پای اتکا تعیین شد (۲۵، ۲۶).

برای اندازه‌گیری گشتاور ایزوکتیک پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن مفصل مچ پا، فلکشن و اکستنشن مفصل زانو و فلکشن و اکستنشن مفصل ران از دستگاه دینامومتر بایودکس (BIODEX SYSTEM PRO ۴، ساخت کشور آمریکا) و قراردادهای استاندارد بایودکس

کرد که پرش متعاقب یک، سه و پنج گام منجر به پرش و امتیاز پرش بالاتری نسبت به پرش در حالت ایستاده شد. اما در برخی مطالعات مشخص شده است که اگر سرعت دور خیز از حد بهینه آن بیشتر شود اثر معکوسی بر عملکرد پرش خواهد داشت (۷).

برخی مطالعات نیز نشان داده‌اند که انجام فلکشن ران، زانو و مچ پا درست قبل از پرش منجر به افزایش معنی‌داری در ارتفاع پرش خواهد شد (۸-۱۱). این حرکات باعث کشیده شدن عضلات مخالف و تحریک چرخه کشش - انقباض می‌شود و در کنار بهبود ظرفیت تولید نیرو توسط خود عضلات، از برخی ویژگی‌های الاستیکی عضلات و تاندون‌ها نیز استفاده می‌شود (۱۱، ۱۲). همچنین با افزایش زمان اثر نیرو باعث افزایش ضربه هنگام پرش می‌شود (۱۳-۱۵).

در برخی تحقیقات نیز ارتباط بین ارتفاع پرش عمودی با قدرت ایزوکتیک اکستنشن زانو و ران مطالعه شده است و بین میزان پرش و قدرت ایزوکتیک اکستنشن زانو و ران رابطه معنادار مثبتی مشاهده شده است، در حالی که ارتباط بین قدرت ایزوکتیک پلانتر فلکسور مچ پا و عملکرد پرش معنی‌دار نبوده است (۱۶). در مطالعه Ford و همکاران نیز گشتاورهای مفاصل ران و زانو پیش‌بینی‌کننده‌های اصلی برای ارتفاع پرش عمودی دختران بالغ گزارش شده است (۱۷). Farthing و همکاران و Harrison و همکاران نیز نشان دادند که قدرت زانو متغیر مهمی در پیش‌بینی ارتفاع پرش هستند. در همین راستا Wiklander و Lysholm (۱۸) و Destaso و همکاران (۱۹) رابطه معنی‌داری بین اوج گشتاور عضلات اکستنسور مفصل زانو و ارتفاع پرش عمودی گزارش کردند. در مطالعه Sadeghi و همکاران (۲۰) نیز اهمیت مفصل زانو در اجرای پرش جفت پا و مفصل مچ پا در پرش عمودی تک پا مهم قلمداد شده‌اند. نتایج مطالعات قبلی بر روی عوامل مکانیکی مؤثر در میزان ارتفاع پرش در برخی موارد متفاوت بوده و از یک سری محدودیت‌هایی برخوردارند. این محدودیت‌ها شامل: بررسی مفاصل محدود در یک مطالعه (۲۰)، تعداد آزمودنی‌های کم (۴)، استفاده از روش‌های پرش متفاوت (۱۷)، روش‌های اندازه‌گیری پرش و گشتاور گوناگون (۱۷)، استفاده از سرعت‌های زاویه‌ای مختلف (۲۰)، نرمال‌سازی نکردن داده‌های گشتاور نیرو (۱۹)، نوع انقباضات، نوع آزمودنی‌ها (۱۷) و عدم توجه به وضعیت آمادگی قبلی آزمودنی‌ها. همچنین بر اساس مرور انجام شده، بسیاری از محققان ابعاد بیومکانیکی پرش عمودی تک پا (۲۱، ۲۲) و پرش عمودی جفت پا (۱۰-۱۲، ۲۳، ۲۴) را



شکل ۲. آزمون ارتفاع پرش با پای راهنما

در زاویه ۹۰ درجه تنظیم شده بود، قرار گرفت. محور چرخش مفصل زانوی آزمودنی (اپی کندیل خارجی) با محور دینامومتر هم تراز شد. شانه، کمر و ران آزمودنی با کمربندهای مخصوص بسته می شدند. آزمون از حالت فلکشن ۹۰ درجه زانو شروع و تا اکستنشن کامل زانو ادامه می یافت (تست اکستنشن)، سپس برای تست فلکشن از وضعیت اکستنشن به فلکشن ۹۰ درجه برگردانده می شد (شکل ۱ ب).

برای اجرای آزمون ایزوکینتیک اکستنشن و فلکشن مفصل ران از آزمودنی ها خواسته شد تا در حالت خوابیده به پشت قرار بگیرند. سپس محور چرخش مفصل ران (تروکانتر بزرگ) با محور دینامومتر هم تراز شد و بر اساس طول ران فرد، طول رابط تنظیم می شد. ران پای غیر آزمون و تنه توسط کمربندهای مخصوص بسته می شدند. سپس بر اساس قرارداد دستگاه بایودکس، فرد آزمون را از حالت فلکشن صفر درجه شروع و تا ۶۰ درجه ادامه می داد و دوباره به وضعیت شروع برمی گشت (شکل ۱ ج و د).

ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما نیز با استفاده از دستگاه دیجیتال آزمون پرش عمودی (JS-D1۰۰، ساخت کشور ژاپن) اندازه گیری شد (شکل ۲). بدین منظور ابتدا آزمودنی ها به پهلو در کنار قسمت لمسی دستگاه قرار گرفته و دست خود را به صورت کاملاً صاف بالا بردند و با نوک انگشتان خود بالاترین نقطه ممکن را لمس کردند و دستگاه این ارتفاع را ثبت کرد. قبل از پرش، پای راهنمای آزمودنی یک گام عقب تر از پای اتکا قرار گرفته و در هنگام پرش، ابتدا پای راهنمای آزمودنی از زمین جدا شده و بالا رفتن پای راهنما سبب جدا شدن پای اتکا آزمودنی از زمین شده و بالاترین نقطه ممکن با نوک انگشتان دست لمس شد. دستگاه پرش فاصله بین دو نقطه لمس



شکل ۱. آزمون گشتاور ایزوکینتیک مفاصل (الف) مچ پا، (ب) زانو، (ج و د) ران

استفاده شد. آزمون ها در حالت درون گرا و با سرعت زاویه ای ۶۰ درجه بر ثانیه اجرا شدند. در همه آزمون های ایزوکینتیک، جهت آشنایی با آزمون ابتدا سه تکرار زیر بیشینه انجام می شد. سپس برای آزمون اصلی سه تکرار بیشینه اجرا می شد. پس از اجرای آزمون های ایزوکینتیک، مقادیر اوج گشتاور هر مفصل نسبت به وزن فرد توسط دستگاه محاسبه و برای تحلیل های بعدی استفاده شد. آزمون های ایزوکینتیک برای مفاصل مچ، زانو و ران پای اتکا و همچنین مفصل ران پای راهنما اجرا شدند.

نحوه اجرای آزمون ایزوکینتیک پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن مفصل مچ پا بدین صورت بود که آزمودنی روی صندلی دینامومتر که پشتی اش در زاویه ۸۵-۷۰ درجه تنظیم شده بود، قرار گرفت. تنه، ران و مچ پا با کمربندهای مخصوص بسته شدند. محور چرخش مچ پا (قوزک) با محور دینامومتر هم تراز شد. آزمون از حالت ۱۵ درجه دورسی فلکشن مچ پا شروع و تا ۵۵ درجه پلانتر فلکشن ادامه می یافت (آزمون پلانتر فلکشن) سپس دوباره به وضعیت شروع (آزمون دورسی فلکشن) برمی گشت (شکل ۱ الف).

آزمون ایزوکینتیک فلکشن و اکستنشن مفصل زانوی پای اتکا نیز در حالی اجرا گردید که آزمودنی روی صندلی دینامومتر که پشتی اش

مشاهده می‌شود بین ارتفاع پرش عمودی با گشتاورهای فلکشن ($r=0/39$ و $p=0/047$) و اکستنشن ($r=0/055$ و $p=0/003$) مفصل ران پای راهنما، گشتاور اکستنشن مفصل ران پای اتکا ($r=0/020$ و $p=0/045$) و گشتاورهای فلکشن ($r=0/19$ و $p=0/045$) و اکستنشن ($r=0/052$ و $p=0/006$) مفصل زانوی پای اتکا ارتباط معنی‌داری وجود دارد.

بحث

هدف از این مطالعه بررسی رابطه بین گشتاور ایزوکیتیک مفاصل ران، زانو و مچ پای اتکا و مفصل ران پای راهنما با ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما بود. نتایج نشان دادند بین ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما و گشتاورهای فلکشن و اکستنشن مفصل ران پای راهنما ارتباط معنی‌داری وجود دارد. Guskiewicz و همکاران (۲۷) نیز همبستگی بالایی بین نسبت قدرت فلکشن بر اکستنشن ران و عملکرد دوی سرعت گزارش کردند. اما ارتباط بین گشتاور مفاصل اندام تحتانی با ارتفاع پرش با پای راهنما در هیچ مطالعه‌ای گزارش

جدول ۳.

میزان همبستگی بین ارتفاع پرش با پای راهنما با گشتاور نسبی مفصل ران پای راهنما ارتفاع پرش با پای راهنما (سانتی‌متر)

p	r
۰/۰۴۷	۰/۳۹*
۰/۰۰۳	۰/۵۵*

*: سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵

جدول ۴.

میزان همبستگی بین ارتفاع پرش با پای راهنما با گشتاورهای نسبی مفاصل مچ، زانو و ران پای اتکا

ارتفاع پرش با پای راهنما (سانتی‌متر)

p	r
۰/۲۱۹	۰/۲۵
۰/۹۱۰	۰/۰۲۳
۰/۰۱۹	۰/۴۵*
۰/۰۰۶	۰/۵۲*
۰/۴۵۳	۰/۱۵
۰/۰۲۰	۰/۴۵*

*: سطح معنی‌داری کمتر از ۰/۰۵

شده را محاسبه و نمایش داد. از آزمودنی‌ها خواسته شد که سه پرش پیشینه را با فاصله استراحتی ۳۰ ثانیه انجام دهند و بهترین پرش هر فرد به‌عنوان امتیاز وی ثبت شد.

اطلاعات به دست آمده با استفاده از نرم افزار SSPS و روش آماری آزمون همبستگی پیرسون مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. برای بررسی وضعیت نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. سطح معنی‌داری آزمون $p < 0/05$ در نظر گرفته شد.

نتایج

نتایج آزمون شاپیرو-ویلک نشان داد که داده‌ها از توزیع نرمال برخوردارند ($p < 0/05$). بنابراین از آزمون همبستگی پیرسون برای بررسی ارتباط بین متغیرها استفاده گردید. جداول شماره ۱ و ۲ نتایج مربوط به میانگین و انحراف استاندارد گشتاورهای فلکشن و اکستنشن مفصل ران پای راهنما، فلکشن و اکستنشن مفاصل ران و زانوی پای اتکا و دورسی و پلاتنار فلکشن مفصل مچ پای اتکا را نشان می‌دهد. همچنین نتایج نشان دادند میانگین و انحراف استاندارد پرش ارتفاع برابر $22/6 \pm 8/3$ سانتی‌متر است.

نتایج مربوط به ارتباط بین متغیرهای گشتاور مفاصل با ارتفاع پرش در جداول شماره ۳ و ۴ خلاصه شده است. همان‌طوری که در این جداول

جدول ۱.

متغیر	انحراف استاندارد \pm میانگین
فلکشن مفصل ران (نیوتن متر)	$166/8 \pm 27/7$
اکستنشن مفصل ران (نیوتن متر)	$310/2 \pm 75/0$

جدول ۲.

میانگین و انحراف استاندارد گشتاور نسبی مفاصل ران، زانو و مچ پای اتکا

متغیر	انحراف استاندارد \pm میانگین
فلکشن مفصل ران (نیوتن متر)	$167/0 \pm 24/7$
اکستنشن مفصل ران (نیوتن متر)	$318/4 \pm 81/3$
فلکشن مفصل زانو (نیوتن متر)	$171/7 \pm 24/7$
اکستنشن مفصل زانو (نیوتن متر)	$289/3 \pm 53/1$
دورسی فلکشن مفصل مچ پا (نیوتن متر)	$34/0 \pm 8/7$
پلاتنار فلکشن مفصل مچ پا (نیوتن متر)	$163/0 \pm 44/8$

نتایج نشان دادند بین ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما و گشتاور دورسی و پلانتر فلکشن مفصل مچ پای اتکا ارتباط معنی داری وجود ندارد. از آنجایی که تحقیقی از این نوع تاکنون انجام نشده است، با این حال در مطالعاتی که رابطه گشتاور پلانتر فلکسور مچ پا با ارتفاع پرش عمودی جفت پا را بررسی کرده‌اند، نتایج مشابهی دیده شده است (۱۶، ۲۸)، اما یافته‌های Vanezis و Lees (۲۹) با نتایج مطالعه حاضر همسو و در یک راستا نبود. علت تناقض یافته‌های تحقیق حاضر با نتایج Vanezis و Lees (۲۹) را نیز می‌توان در این نکته بیان کرد که در تحقیق Vanezis و Lees اندازه‌گیری گشتاور پلانتر فلکسور مچ پا استفاده از صفحه نیروسنج در حالت زنجیره کینتیکی بسته اندازه‌گیری شده است، در حالی که در تحقیق حاضر اندازه‌گیری گشتاور پلانتر فلکسور مچ پا طبق استاندارد بایودکس در حالت زنجیره کینتیکی باز اندازه‌گیری شده است. طبق گزارشات (۳۳) زنجیره کینتیکی باز کمترین همبستگی را با ارتفاع پرش عمودی خواهد داشت. همچنین در مطالعات قبلی اوج گشتاور بدون در نظر گرفتن وزن فرد گزارش شده است در حالی که در مطالعه حاضر گشتاور ایزوکینتیک نسبت به وزن فرد نرمال‌سازی شده است.

نتیجه‌گیری نهایی

پژوهش حاضر نشان داد که گشتاورهای نسبی فلکشن و اکستنشن مفصل ران پای راهنما، گشتاور نسبی اکستنشن مفصل ران و گشتاورهای فلکشن و اکستنشن مفصل زانوی پای اتکا بر ارتفاع پرش با پای راهنما تأثیر دارد. بنابراین در طراحی برنامه‌های تمرینی برای ورزشکارانی که ماهیت پرش در رشته ورزشی آنها به صورت پرش با پای راهنما است، باید به قدرت مفاصل ران و زانو توجه ویژه‌ای نمود.

نشده است. ارتباط موجود بین گشتاور فلکشن مفصل ران پای راهنما با میزان پرش را می‌توان به صورت زیر تفسیر نمود. افزایش گشتاور عضلات فلکسور ران موجب فلکشن بیشتر مفصل ران و بالا کشیدن بیشتر پای راهنما می‌شود که بالا رفتن پا به نوبه خود باعث بالا رفتن مرکز ثقل و در نتیجه افزایش ارتفاع پرش خواهد شد (۲۸). همچنین افزایش گشتاور عضلات فلکسور ران موجب افزایش نیروی عمودی بالا برنده شده که آن نیز به نوبه خود باعث افزایش سرعت بالا رفتن پا و افزایش ارتفاع پرش می‌شود (۲۸).

همچنین نتایج نشان دادند بین ارتفاع پرش عمودی با پای راهنما و گشتاور اکستنشن مفاصل ران و اکستنشن و فلکشن زانوی پای اتکا ارتباط معنی داری وجود دارد. نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های Ford و همکاران (۱۷)، Farthing (۲۸)، Tsiokanos و همکاران (۱۶)، Vanezis و Lees (۲۹) و Harrison و همکاران (۳۰) همسو و با یافته‌های Kowalski و همکاران (۳۱) و Manske (۳۲) غیر همسو بود. Kowalski و همکاران (۳۱) نیز بین پرش عمودی با گشتاور مفصل زانو در سرعت ۳۰۰ درجه بر ثانیه همبستگی و در سرعت‌های ۶۰ و ۱۸۰ درجه بر ثانیه عدم همبستگی را گزارش دادند. علت تناقض یافته‌های تحقیق حاضر با تحقیقات قبلی را می‌توان به تفاوت در روش آزمون گشتاور ایزوکینتیک (۳۲)، نوع زنجیره حرکتی (بسته در مقابل باز) (۳۲)، ناهمگون بودن آزمودنی‌ها و نرمال‌سازی نکردن گشتاور (۳۱) نسبت داد. سرعت عمودی یکی از عوامل مهم مؤثر در ارتفاع پرش می‌باشد. برای افزایش سرعت باید ضربه جدا شدن از زمین را افزایش داد. ضربه به طور ساده، تولید نیرو یا گشتاور ضرب در مدت زمانی است که نیرو یا گشتاور عمل می‌کند (۲۸). بنابراین می‌توان گفت با افزایش گشتاور زانو و ران پای اتکا، سرعت رهایی از زمین افزایش و در نتیجه ارتفاع پرش افزایش می‌یابد.

References

1. Fox E, Bowers R, Foss M. The physiological basis of physical education and athletics. Dubuque: Brown; 1988.
2. Sargent D. The physical test of a man. Am Phy Edu Rev 1921;26:188-194.
3. Soest AJ, Roebroek ME, Bobbert MF, Huijing PA, Schenau GJ. A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. Med Sci Sports Exer 1985;17:635-639.
4. Saunders HL. A cinematographical study of the relationship between speed of movement and available force. College Station: Unpublished doctoral dissertation, 1980.
5. Healy J. Effects of various approaches on the vertical jump in volleyball. Macomb: Unpublished master's thesis. 1977.
6. Enoka RM. The effect of different lengths of run-up on the height to which a spiker in volleyball can reach. New Zealand J

- Health, *Phy Edu Rec* 1971;4:5-15.
7. Dapena J, McDonald C, Cappaert J. A regression analysis of high jumping technique. *International J Sport Biomech* 1990;6:246-261.
 8. Asmussen E, Bonde-Petersen F. Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Phy Scan* 1974;91:385-392.
 9. Cavagna GA, Dusman B, Margaria R. Positive work done by previously stretched muscle. *J Appl Physiol* 1968;24:21-32.
 10. Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med Sci Sports Exer* 1990;22:825-833.
 11. Komi PV, Bosco C. Utilization of stored elastic energy in leg extensors by men and women. *Med Sci Sports Exer* 1978;10:261-265.
 12. Bobbert M, Mace M, Schinkelshoek D, Huijing PA, Ingen Schenau GJ. Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *Eur J App Physiol* 1986;54:566-573.
 13. Anderson FC, Pandy MG. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *J Biomech* 1993;26:1413-1428.
 14. Pandy MG, Zajac FE. Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J Biomech* 1991;24(1):1-10.
 15. Zajac FE. Muscle coordination of movement: A perspective. *J Biomech* 1993;26:109-124.
 16. Tsiokanos A, Kellis E, Jamurtas A, Kellis S. The relationship between jumping performance and isokinetic strength of hip and knee extensors and ankle plantar flexors. *Isokin Exer Sci* 2002;10:107-115.
 17. Ford KR, Myer GD, Brent JL, Timothy E. Hip and knee extensor moments predict vertical jump height in adolescent girls. *J Strength Cond Res* 2009;23(4):1327-1331.
 18. Wiklander J, Lysholm J. Simple test for surveying muscle strength and muscle stiffness in sportsmen. *Int J Sports Med* 1987;8:50-55.
 19. Destaso J, Kaminski TW, Perrin DH. Relationship between drop vertical jump heights and isokinetic measures utilizing the stretch-shortening cycle. *J Isokin Exer Sci* 1997;6:175-179.
 20. Sadeghi H, Bakhshipour M, Khaleghi M, Abbasi A. Relationship between selected joints and isokinetic parameters with maximum vertical jump height. *Res sport sci* 2009;23:41-58.
 21. Dapena J. Mechanics of translation in the Fosbury-flop. *Med Sci Sports Exer* 1980;12:37-44.
 22. Dapena J, Chung CS. Vertical and radial motions of the body during the take-off phase of high jumping. *Med Sci Sports Exer* 1988;20:290-302.
 23. Ae M, Shibukawa K. A biomechanical method for the analysis of the body segments in human movement. *Japanese J Phy Edu* 1980;25:233-243.
 24. Coutts KD. Kinetic differences of two volleyball jumping techniques. *Med Sci Sports Exer* 1982;14:57-59.
 25. Sell T. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adult. *Phy Ther Sport* 2011:1-7.
 26. Cale J, Uhl T, Seeley M, Sterling W, Goodrich L. Strength and Fatigability of the Dominant and Nondominant Hip Abductors. *J Athletic Train* 2005;40(3):203-206.
 27. Guskiewicz K, Lephart S, Burkholder R. The relationship between sprint speed and flexion/extension strength in collegiate athletes. *Isokin Exer Sci* 1993;3:10-15.
 28. Farthing DG. The relationship between vertical jumping ability and lower extremity strength measured eccentrically and concentrically at five angular velocities: Master of Science Thesis. University of Regina; 1998.
 29. Vanezis A, Lees, A. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics* 2005;48:11-14.
 30. Harrison B, Firth W, Rogers S, Tipple J, Marsden J, Freeman JA. The relationship between isokinetic performance of hip and knee and jump performance in university rugby players. *Isokin Exer Sci* 2013;21:175-180.
 31. Kowalski CA. Correlation between time to peak torque and peak torque to vertical jump in college age athletes: Master of Science Thesis. Marshall University; 2003.
 32. Manske RC. Closed kinetic chain (linear) isokinetic testing: Relationships to functional testing. *J Isokin Exer Sci* 2003;11(3):171-179.
 33. Blackburn JR, Morrissey MC. The Relationship Between Open and Closed Kinetic Chain strength of the Lower Limb and Jumping performance. *J Orthopaed Sports Phy Ther* 1998;27:430-435

The Relationship between Isokinetic Relative Torque of Hip, Knee and Ankle Joints and the Height of Guide Leg Jump in Young Men

Abstract

Received: May 19, 2015 Accepted: Sep. 15, 2015

Saeed Nikoukheslat¹,
Shirin Yazdani²,
Ebrahim Hosseini Houri
Pasand¹

1. Department of exercise physiology, Faculty of physical education and sport sciences, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

2. Department of motor behavior, Faculty of physical education and sport sciences, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

Objective: The aim of this study was to investigate the relationship between isokinetic relative torques of hip, knee and ankle joints and the height of guide leg jump in young men.

Methods: T27 college male athletes with mean age of 25 ± 3.5 years, height 178.5 ± 7.8 cm and weight of 75.7 ± 10.7 kg voluntarily participated in this study. Isokinetic torque of hip, knee and ankle joints and the height of vertical jump were measured using BIODEX SYSTEM PRO 4 and digital vertical jumping tester systems respectively. Pearson correlation test at $p < 0.05$ was used for statistical analysis.

Results: Results showed that there were significant correlations between height of jump and hip joint flexion ($p = 0.047$ & $r = 0.39$) and extension ($p = 0.003$ & $r = 0.55$) torques of guide leg, hip joint extension torque of support leg ($p = 0.020$ & $r = 0.45$) and knee joint flexion ($p = 0.019$ & $r = 0.45$) and extension torques of support leg ($p = 0.006$ & $r = 0.52$).

Conclusion: The results of this study show that flexion and extension torques of hip joint in guide leg and knee joint in support leg and also extension torque of hip joint in support leg have main effect on can height of guide leg jump. Thus, in designing a specific training program for athletes in whom the nature of jump in their sports is guide leg jump, particular attention should be given to hip and knee joints strength.

Keywords: Vertical Jump, Isokinetic Torque, Guide Leg

* Corresponding author:
Department of exercise physiology, Faculty of physical education and sport science, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Tel: 09143143413
Email: hosseini_brahim@yahoo.com

آقای ابراهیم حسینی حوری پسند دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی می باشد. زمینه تحقیقاتی مورد علاقه ایشان بررسی عوامل اثرگذار بر متغیرهای فیزیولوژیکی و بیومکانیکی مؤثر در بهبود عملکردهای ورزشی است. ایشان



دارای ۵ مقاله ارائه شده در همایش های ملی است

آقای دکتر سعید نیکوخصلت در سال ۱۳۸۸ درجه دکتری خود را در رشته فیزیولوژی ورزشی از دانشگاه تهران دریافت کردند. در سال ۱۳۹۲ به همت ایشان دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تبریز تأسیس شد. در حال حاضر ایشان



ریاست دانشکده و دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی بوده و دارای بیش از ۶۰ مقاله علمی پژوهشی در مجلات داخلی و خارجی هستند. همچنین ایشان قهرمان اسبق چندین دوره مسابقات آسیایی، بین المللی و لیگ های جهانی کاراته و مربی و مدیر فنی تیم های ملی کاراته و مدرس بین المللی است. از افتخارات دیگر ایشان اختراع و ثبت چند دستگاه بیومکانیکی از جمله دستگاه تقویت شوت فوتبال می باشد.

خانم دکتر شیرین یزدانی، مدرک دکتری بیومکانیک ورزشی را در سال ۱۳۹۳ از دانشگاه بوعلی سینای همدان دریافت کردند. ایشان عضو هیئت علمی دانشگاه تبریز بوده و دارای بیش از ۴۰ مقاله ارائه شده و چاپ شده در مجلات



داخلی و همایش های ملی و بین المللی می باشند. زمینه های پژوهشی مورد علاقه شامل الکترومیوگرافی و بیومکانیک راه رفتن بیماران اسکولیوز، کنترل پوسچر و تعادل و همچنین ورزش درمانی است.