

ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای پرش‌های عمودی مردان فعال سالم

چکیده

دریافت: ۱۳۹۶/۱۱/۱۸ پذیرش: ۱۳۹۷/۳/۲۹

محمدامین محمدیان^{۱*}، حیدر صادقی^۱،
مهدی خالقی تازجی^۱

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم
ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

هدف: سفتی از خواص مکانیکی ساختارهای ویسکوالاستیک و تأثیرگذار بر بیومکانیک حرکات ورزشی است که عاملی مهم در تولید حرکت و کنترل نورومکانیکی بدن انسان شناخته می‌شود. هدف از انجام این تحقیق، تعیین ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای پرش‌های عمودی بود.

روش‌ها: ۲۰ دانشجوی پسر فعال و سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها هاپینگ عمودی به سه شیوه دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیر برتر و با سه استراتژی ترجیحی، کنترلی (فرکانس ۲/۲ هرتز) و بیشینه را برای تعیین متغیرهای سفتی اندام تحتانی و آزمون‌های عملکردی پرش اسکات و پرش کاترمومنت را برای تعیین متغیرهای توان مکانیکی، سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف و کارایی چرخه کشش-انقباض، اجرا کردند. ارتباط سفتی اندام تحتانی با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای پرش‌های عمودی از طریق آزمون همبستگی پیرسون با سطح معناداری ۰/۰۵ تعیین شد.

یافته‌ها: از بین متغیرهای سفتی اندام تحتانی حین اجرای هاپینگ با استراتژی‌های مختلف (استراتژی کنترلی، ترجیحی و بیشینه)، فقط سفتی اندام تحتانی حین اجرای هاپینگ ترجیحی با متغیر سرعت مرکز جرم رابطه معنادار و منفی نشان داد ($p < 0/05$).

نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های تحقیق، می‌توان بیان کرد که سفتی اندام تحتانی با عملکرد پرش‌های عمودی رابطه معکوس دارد، اما در مورد کارایی چرخه کشش-انقباض مقدار بیشتر یا کمتر سفتی مزیت محسوب نمی‌شود بلکه احتمالاً مقداری بهینه برای آن وجود دارد.

کلید واژگان: سفتی اندام تحتانی، متغیرهای منتخب بیومکانیکی، پرش‌های عمودی

* نویسنده مسئول: گروه بیومکانیک ورزشی،
دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه
خوارزمی، تهران، ایران.

تلفن: ۰۹۳۵۶۷۰۴۸۷۷

E-mail:

amin.electronic71@gmail.com

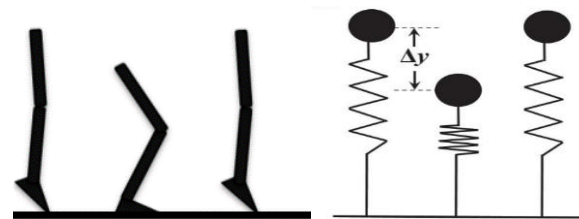
مقدمه

می‌دهد (۱) به لحاظ نظری می‌تواند بر عملکرد بیومکانیکی ورزشکاران اثرگذار باشد. از این‌رو در دهه اخیر با توجه به شواهدی مبنی بر ارتباط سفتی با عملکرد، تمایل پژوهشگران به مطالعه در این حوزه معطوف شده است. سفتی، ارتباط بین جابجایی و نیروی اعمالی بر جسم است. مفهوم سفتی در حوزه علوم حرکتی انسان در سطوح مختلف مورد استفاده قرار گرفته است (۲). در پایین‌ترین سطوح، سفتی ساختارهایی مانند تاندون‌ها، عضلات و حتی یک تار عضلانی (۳، ۴)، در سطوح میانه، سفتی

با توجه به ماهیت نروبیومکانیکی بدن انسان، به‌منظور دستیابی به هدف عملکرد بهینه با کمترین ریسک بروز آسیب، شناخت جنبه‌های عصبی-عضلانی و خواص مکانیکی ساختارهای بدن انسان ضروری است. سفتی (Stiffness)، به‌عنوان یکی از خواص مکانیکی ساختارهای ویسکوالاستیک بدن که معیاری از میزان مقاومت مواد الاستیک در برابر تغییر شکل به دست

(Squat Jump) و پرش کانترموومن (Countermovement Jump) مؤثر باشد. تفاوت پرش کانترموومن و پرش اسکات در به‌کارگیری و عدم به‌کارگیری چرخه کشش-انقباض است. در بیشتر فعالیت‌های ورزشی، به‌جای انقباض خالص عضلانی از چرخه کشش-انقباض استفاده می‌شود (۱۷) یعنی انقباض کانستریک بلافاصله پس از یک پیش کشش انجام می‌گیرد. با اجرای این عمل، خاصیت فرمانند عضلات و تاندون‌ها به کمک مکانیزم انقباض عضلانی می‌آید و عملکرد را در مقایسه با انقباض خالص کانستریک بهبود می‌بخشد. نظریه نسبتاً غالب در مورد ارتباط سفتی با عملکرد ورزشی این‌گونه بیان شده است: در اجرای حرکاتی مانند دوی سرعت که نیازمند کارکرد چرخه کشش-انقباض در حداقل زمان ممکن و پرش اسکات که نیازمند نرخ گسترش نیروی بالا هستند، سفتی بیشتر مزیت محسوب می‌شود اما در اجرای حرکاتی مانند پرش کانترموومن که نیازمند کارکرد چرخه کشش-انقباض و مستقل از زمان هستند سفتی کمتر مزیت محسوب می‌شود (۲). نتایج تحقیقات گذشته در زمینه ارتباط سفتی اندام تحتانی با پرش‌های عمودی تا حدودی از قسمت دوم این نظریه حمایت می‌کنند (۱۴، ۱۳، ۱۲)، اما قسمت اول مورد تأیید قرار نگرفته است (۱۵، ۱۲). از آنجایی که اکثر تحقیقات انجام شده در این زمینه، به نتایج یکسانی نرسیدند (۱۶، ۱۵، ۱۳) کشف روابط سفتی با متغیرهای منتخب بیومکانیکی در اجرای آزمون‌هایی ساده، معتبر و کنترل شده به منظور درک بهتر چگونگی اثرگذاری سفتی بر عملکرد پرش‌های عمودی مفید به نظر می‌رسد. متغیرهای منتخب بیومکانیکی سرعت تیک‌آف مرکز جرم و توان مکانیکی از جمله پارامترهای بیانگر بیومکانیک پرش می‌باشند. همچنین عملکرد پرش‌های عمودی تا حد زیادی بر اساس سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف قابل تعیین است. در هنگام تماس ورزشکار با زمین، گشتاورهای تولید شده در مفاصل مختلف، تبدیل به نیروی عکس‌العمل زمین می‌شوند، که برای شتاب‌دهی به مرکز جرم ورزشکار حین تکلیف حرکتی مفروض عمل می‌کنند، بنابراین میزان توان و انرژی تولیدی در مفاصل در عملکرد ورزشکار حین اجرای پرش اثرگذار است. تنها یک تحقیق Arampatzis و همکاران ارتباط سفتی اندام تحتانی با توان مکانیکی و سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف در اجرای دراپ‌جامپ را مورد مطالعه قرار داده است (۱۸). علاوه بر این، دو نوع پرش عمودی کانترموومن‌جامپ و اسکات‌جامپ به ترتیب با و بدون استفاده از چرخه کشش-انقباض اجرا می‌شوند (۱۷) بنابراین اختلاف ارتفاع این دو پرش نیز به‌عنوان شاخصی از کارایی ساختارهای الاستیک اندام تحتانی در ذخیره و بازتولید نیرو حین اجرای اس.اس.سی در نظر گرفته می‌شود (۱۶). پژوهش حاضر باهدف تعیین ارتباط سفتی اندام تحتانی

یک مفصل و ساختارهای پیرامون آن (۵، ۱) و در بالاترین سطوح، سفتی اندام تحتانی (۶، ۷) مورد مطالعه قرار گرفته است. سفتی اندام تحتانی، مبتنی بر مدل جرم-فنر است که بر اساس این مدل، حرکت کلی بدن در مرحله تماس (شامل فلکشن مفاصل اندام تحتانی و اکستنشن آن‌ها)، همانند فنری در نظر گرفته می‌شود که ابتدا فشرده و سپس آزاد می‌گردد و سفتی این فنر به‌عنوان سفتی اندام تحتانی در نظر گرفته می‌شود که ترکیبی از مقادیر سفتی یکایک عضلات، تاندون‌ها، لیگامنت‌ها، غضروف‌ها و استخوان‌ها می‌باشد (۸) (شکل ۱). سفتی اندام تحتانی حین اجرای حرکاتی مانند دویدن، پریدن و هایپینگ تعیین گشته است که از این میان هایپینگ بهترین نمود از حرکت کانگورویی و فنر مانند کل بدن است و اغلب به‌منظور مدل کردن رفتار فنری بدن و آزمون تعیین سفتی اندام تحتانی مورد استفاده قرار گرفته است (۹). هایپینگ مجموعه‌ای از جهش‌های متوالی و بی‌وقفه است که روی پنجه پا انجام می‌شود و برخلاف پرش و فرود جزء مهارت‌های حرکتی پایه انسان به‌شمار نمی‌آید و بیشتر در فعالیت‌های تفریحی مثل لی‌لی کردن مورد استفاده قرار می‌گیرد. در فعالیت‌های ورزشی می‌توان به برخی حرکات مانند طناب‌زنی و برخی تمرینات پلایومتریک اشاره نمود که الگوی حرکتی هایپینگ را به کار می‌گیرند. هایپینگ با استراتژی (دو طرفه، یک طرفه روی پای برتر و رو پای غیر برتر) و شیوه‌های (ترجیحی، کنترلی، بیشینه) مختلف اجرا می‌شود. نتایج مطالعات نشان می‌دهد که میزان متغیر سفتی اندام تحتانی بستگی به استراتژی و شیوه اجرای آزمون هایپینگ دارد (۱۰).



شکل ۱. وضعیت اندام تحتانی و مدل جرم فنر بدن در مرحله تماس آزمون هایپینگ

دو کارکرد مهم سفتی در ساختارهای آناتومیکی که معادل دو عمل بیومکانیکی مهم بدن است، به ترتیب الف) سرعت گسترش نیرو (Rate of Force Development) معادل انقباض کانستریک با توان بالا و ب) تعیین قابلیت ذخیره و بازتولید نیرو معادل چرخه کشش-انقباض (Shortening Cycle) (۱۱) می‌باشند. بنابراین سفتی ساختارهای آناتومیکی بدن، به لحاظ نظری می‌تواند در مکانیک و اجرای بخشی از عملکردهای ورزشی مرتبط با این سه عمل مهم بیومکانیکی مانند اجرای پرش اسکات

سه استراتژی هاپینگ (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوه‌ی اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیر برتر) به آزمودنی آموزش داده شد و از او خواسته شد ۱۵ جهش عمودی متوالی را روی قسمت جلویی پا انجام دهد. هر یک از سه شیوه دو بار اجرا شد. در استراتژی ترجیحی تنظیم فرکانس و ارتفاع جهش‌ها به عهده‌ی



شکل ۲. نحوه مارکرگذاری آزمودنی

خود آزمودنی بود. در شیوه کنترلی، آزمودنی هاپینگ را با فرکانس ۲/۲ جهش در ثانیه (۲/۲ هرتز) انجام داد که برای تنظیم فرکانس از یک مترونوم دیجیتالی استفاده شد. میانگین فرکانس ترجیحی انسان در اجرای هاپینگ حدود ۲/۲ هرتز گزارش شده است به همین دلیل این فرکانس توسط محققین پیشنهاد شده است (۱۹، ۲۰). در استراتژی بیشینه از آزمودنی خواسته شد که عمل هاپینگ را باهدف رسیدن به بیشترین ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمین انجام دهد (۲۱). از کل داده‌های ثبت شده توسط

صفحه نیرو و دوربین، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (جهش ششم تا دهم) برای آنالیز (محاسبه سفتی اندام تحتانی) جدا شدند (۲۲، ۲۱، ۱۳). هر یک از این جهش‌ها شامل یک مرحله تماس و یک مرحله پرواز بود. داده‌های صفحه نیرو (مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین) و مختصات مکانی مارکرها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتورث مرتبه چهارم، به ترتیب با فرکانس‌های قطع ۵۰ و ۸ هرتز فیلتر شدند (۲۱، ۲۲، ۱۰). اندام تحتانی در مرحله تماس هاپینگ مانند یک فنر خطی رفتار می‌کند، بنابراین سفتی اندام تحتانی طبق روش McMahon و Cheng از تقسیم نیروی بیشینه عکس‌العمل زمین (F_{max}) به مقدار عمودی جابجایی مرکز جرم (ΔY) حین مرحله تماس با زمین به دست می‌آید (معادله ۱) (۲۳).

$$k = \frac{F_{max}}{\Delta Y}$$

معادله ۱

تعیین مختصات مرکز جرم از طریق مدل کردن بدن بود. با استفاده از جدول آنتروپومتری (۲۴) مختصات مرکز جرم مدل چهار سگمندی حاصل از پنج مارکر به دست آمد و تغییر ارتفاع آن ΔY حین فاز اکستریک مرحله

حین اجرای آزمون هاپینگ با سه استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و سه شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیر برتر) با متغیرهای بیومکانیکی (سرعت مرکز جرم و توان مکانیکی) و کارایی چرخه کشش-انقباض حین اجرای دو نوع پرش عمودی اسکات و کانترمومنت انجام شد.

روش شناسی

پژوهش حاضر از نوع بنیادی و کاربردی، روش نیمه آزمایشی و مدل ارتباط سنجی است. جامعه آماری این پژوهش دانشجویان پسر فعال رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی بودند که از بین آن‌ها ۲۰ نفر با میانگین و انحراف استاندارد سنی $24/58 \pm 1/64$ سال، وزنی $65/16 \pm 4/74$ کیلوگرم و قدی $1/76 \pm 0/06$ متر با روش نمونه‌گیری در دسترس به‌عنوان آزمودنی انتخاب شدند. در ابتدای کار هدف و مراحل کلی آزمون برای آزمودنی‌ها شرح داده شد و از آن‌ها خواسته شد فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل نمایند. این افراد فاقد هر گونه آسیب و ناهنجاری در اندام تحتانی بودند. همچنین رعایت اصول اخلاقی در آزمون‌های موردنظر این پژوهش، در کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی بررسی شد و با کد IR.SSRI.REC.1396.126 مورد تأیید قرار گرفت.

از صفحه نیرو و Kistler (Kistler Instruments, Winterthur, Switzerland) مدل ۹۲۸۱ با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز برای ثبت اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین و شش دوربین Vicon (Vicon Peak, Oxford UK) مدل ۲۲۰s با فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز برای ثبت تغییرات مارکرها استفاده شد. در اجرای تمامی آزمون‌ها، پنج مارکر روی مفاصل متاتارسوفالانژیال پنجم، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، تروکانتر بزرگ استخوان ران و زائده آکرومیون قرار گرفت (شکل ۲) (۱۹). در اجرای آزمون‌های هاپینگ یک‌طرفه، مارکرها در طرف پای که آزمودنی عمل هاپ را توسط آن پا انجام می‌داد قرار گرفت و در اجرای آزمون‌های هاپینگ دوطرفه و پرش‌های کانترمومنت و اسکات مارکرها در طرف پای برتر آزمودنی قرار داده شد. پای برتر آزمودنی‌ها به‌عنوان پای که با آن به توپ ضربه می‌زنند تعیین شد. پیش از اجرای آزمون‌ها، صفحه نیرو و دوربین‌ها کالیبره شدند تا از صحت نتایج خروجی اطمینان حاصل گردد. آزمون‌های هاپینگ و پرش‌های عمودی پس از گرم کردن (شامل پنج دقیقه دویدن و حرکات کششی و جهشی) به‌صورت زیر اجرا شد.

مختصات مرکز جرم از مدل چهار سگمتمی حاصل از پنج نشانگر، به دست آمد. توان تولیدی کل (P_{total}) از ضرب سرعت مرکز جرم (V_{com}) در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین (F) محاسبه شد (معادله ۲).

$$P_{total} = F \times V_{com} \quad \text{معادله ۲}$$

$$SSC = CMJ - SJ \quad \text{معادله ۳}$$

در معادله بالا SSC کارایی چرخه کشش-انقباض، CMJ ارتفاع پرش کانترموومنت و SJ ارتفاع پرش اسکات است.

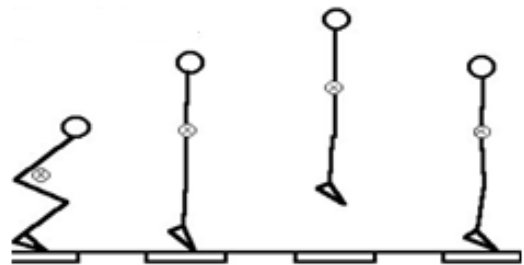
روندی که شرح داده شد در نرم‌افزار متلب کدنویسی و به منظور محاسبه متغیرهای موردنظر تحقیق اجرا شد. برای توصیف داده‌ها از میانگین و انحراف استاندارد استفاده شد. همچنین برای تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و برای تعیین ارتباط بین متغیرهای پژوهش از آزمون آماری همبستگی پیرسون در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده گردید.

نتایج

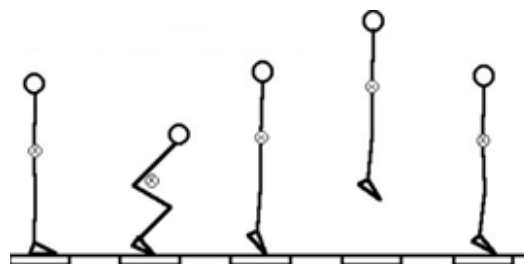
میانگین فرکانس هایپینگ‌ها برای استراتژی کنترلی ۲/۲۱ به دست آمد که نشان‌دهنده تطبیق آزمودنی‌ها با فرکانس ۲/۲ هرتز ایجادشده توسط مترونوم است. این مقدار برای هایپینگ ترجیحی و بیشینه به ترتیب ۲/۱۴ و ۱/۸۶ بود که بیانگر نزدیک بودن فرکانس هایپینگ ترجیحی با کنترلی و همین‌طور تلاش آزمودنی‌ها برای رسیدن به ارتفاع بیشتر در هایپینگ بیشینه است و صحت اجرای هایپینگ‌ها را تأیید می‌کند. مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای بیومکانیکی گزارش شده در جدول شماره ۱ نشان می‌دهد مقادیر متغیرهای توان و سرعت تیک‌آف به ترتیب ۸/۲ درصد و ۳/۱ درصد در اجرای پرش کانترموومنت نسبت به پرش اسکات بزرگ‌تر هستند.

توصیف داده‌های سفتی اندام تحتانی در جدول شماره ۲ آورده شده است. میانگین سفتی برای استراتژی کنترلی بیشترین (تقریباً ۸/۳ درصد بیشتر از

تماس هایپینگ (از اولین لحظه برخورد پنجه پا به زمین تا مرحله میانی هایپینگ در مرحله تماس یعنی لحظه‌ای که مفاصل اندام تحتانی بیشترین زاویه خم شدن را دارند و مرکز جرم در پایین‌ترین ارتفاع است) محاسبه شد. در نهایت از سفتی به دست آمده برای پنج جهش میانگین گرفته شد. با توجه به خطی بودن شرط نیرو-تغییر مکان برای برقراری معادله ۱ فاصله زمانی لحظه بیشینه شدن نیرو و لحظه کمینه شدن ارتفاع مرکز جرم نباید بیشتر از ده درصد طول جهش باشد (۲۵). متغیرهای مربوط به جهش‌هایی که این شرط را نداشتند از فرایند میانگین‌گیری حذف شدند. پس از اجرای آزمون‌های هایپینگ، مراحل اجرای آزمون‌های اسکات جامپ و کانترموومنت جامپ به آزمودنی شرح داده شد. در آزمون اسکات جامپ آزمودنی می‌بایست از وضعیت اسکات با زاویه زانوی تقریباً ۹۰ درجه با اعمال یک نیروی ناگهانی با حداکثر توان به سمت بالا می‌پرید (شکل ۳). آزمون کانترموومنت جامپ از وضعیت ایستاده شروع می‌شد و با حرکت رو به پایین بدن و بلافاصله در پی آن جهش به سمت بالا اجرا می‌شد (شکل ۴). هر دو پرش به صورت دست‌به‌کمر و عمودی انجام شد و آزمودنی می‌بایست در محل شروع جهش فرود بیاید. دو اجرای صحیح برای هر یک از پرش‌ها انجام شد و پرش بلندتر برای تحلیل موردنظر قرار گرفت. داده‌های صفحه نیرو برای تعیین توان مکانیکی نسبت به وزن آزمودنی‌ها نرمال گشتند. سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف با مشتق گرفتن از میزان جابجایی مرکز جرم محاسبه شد.



شکل ۳. نحوه اجرای پرش اسکات



شکل ۴. نحوه اجرای پرش کانترموومنت

جدول ۱.

مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای توان (وات بر کیلوگرم) و سرعت مرکز جرم (متر بر ثانیه) حین اجرای پرش‌های اسکات و کانترموومنت		
متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
توان پرش اسکات	۲۰/۷۳	۳/۸۷
سرعت تیک‌آف پرش اسکات	۲/۵۵	۰/۱۴
توان پرش کانترموومنت	۲۲/۴۴	۳/۵۹
سرعت تیک‌آف پرش کانترموومنت	۲/۶۳	۰/۲۱

جدول ۲.

مقادیر میانگین و انحراف معیار سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون‌های هاپینگ به تفکیک استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیر برتر) (نیوتون بر متر)

انحراف معیار سفتی	میانگین سفتی	شیوه اجرا	استراتژی
۵/۵۰	۱۷/۰۱	دوطرفه	ترجیحی
۳/۸۳	۱۴/۸۴	یک‌طرفه پای برتر	
۳/۰۳	۱۵/۵۷	یک‌طرفه پای غیر برتر	
۵/۵۴	۲۲/۸۸	دوطرفه	کنترلی
۴/۸۵	۱۸/۴۳	یک‌طرفه پای برتر	
۴/۱۱	۱۸/۷۱	یک‌طرفه پای غیر برتر	
۶/۶۳	۱۴/۰۹	دوطرفه	بیشینه
۴/۵۳	۱۳/۷۳	یک‌طرفه پای برتر	
۳/۱۵	۱۲/۶۲	یک‌طرفه پای غیر برتر	

جدول ۳.

نتایج آزمون همبستگی بین سفتی اندام تحتانی به تفکیک استراتژی (ترجیحی، کنترلی و بیشینه) و شیوه اجرا (دوطرفه، یک‌طرفه روی پای برتر و یک‌طرفه روی پای غیر برتر) (نیوتون بر متر) با متغیرهای منتخب بیومکانیکی حین اجرای پرش‌های اسکات و کانترموومنت

اس.اس.سی (سانتی‌متر)	سرعت تیک‌آف پرش کانترموومنت (متر بر ثانیه)	توان پرش کانترموومنت (وات بر کیلوگرم)	سرعت تیک‌آف پرش اسکات (متر بر ثانیه)	توان پرش اسکات (وات بر کیلوگرم)	
$r = 0.11$	$r = -0.42$	$r = -0.16$	$r = -0.20$	$r = -0.42$	سفتی دوطرفه ترجیحی
$\alpha = 0.70$	$\alpha = 0.17$	$\alpha = 0.61$	$\alpha = 0.52$	$\alpha = 0.19$	
$r = 0.21$	$r = -0.57$	$r = -0.24$	$r = -0.52$	$r = 0.09$	سفتی پای برتر ترجیحی
$\alpha = 0.50$	$\alpha = 0.047^*$	$\alpha = 0.45$	$\alpha = 0.03^*$	$\alpha = 0.77$	
$r = -0.42$	$r = -0.69$	$r = 0.39$	$r = -0.71$	$r = 0.15$	سفتی پای غیر برتر ترجیحی
$\alpha = 0.17$	$\alpha = 0.01^*$	$\alpha = 0.12$	$\alpha = 0.008^*$	$\alpha = 0.63$	
$r = 0.12$	$r = -0.55$	$r = -0.26$	$r = -0.54$	$r = 0.26$	سفتی دوطرفه کنترلی
$\alpha = 0.70$	$\alpha = 0.06$	$\alpha = 0.41$	$\alpha = 0.06$	$\alpha = 0.40$	
$r = 0.13$	$r = -0.50$	$r = -0.29$	$r = -0.36$	$r = -0.14$	سفتی پای برتر کنترلی
$\alpha = 0.62$	$\alpha = 0.11$	$\alpha = 0.38$	$\alpha = 0.24$	$\alpha = 0.66$	
$r = 0.01$	$r = -0.06$	$r = -0.36$	$r = -0.18$	$r = -0.38$	سفتی پای غیر برتر کنترلی
$\alpha = 0.94$	$\alpha = 0.83$	$\alpha = 0.24$	$\alpha = 0.56$	$\alpha = 0.22$	
$r = 0.02$	$r = -0.48$	$r = -0.05$	$r = 0.04$	$r = -0.20$	سفتی دوطرفه بیشینه
$\alpha = 0.91$	$\alpha = 0.12$	$\alpha = 0.88$	$\alpha = 0.90$	$\alpha = 0.55$	
$r = 0.25$	$r = -0.58$	$r = -0.33$	$r = -0.57$	$r = 0.20$	سفتی پای برتر بیشینه
$\alpha = 0.40$	$\alpha = 0.07$	$\alpha = 0.34$	$\alpha = 0.08$	$\alpha = 0.57$	
$r = -0.30$	$r = -0.25$	$r = 0.27$	$r = -0.26$	$r = -0.20$	سفتی پای غیر برتر بیشینه
$\alpha = 0.40$	$\alpha = 0.48$	$\alpha = 0.43$	$\alpha = 0.45$	$\alpha = 0.96$	

r^2 = ضریب همبستگی، α = سطح معناداری، * معنادار بودن

آماری معنادار نیستند و نمی‌توان ارتباطی بین سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون هایپینگ کنترل و بیشینه با پرش‌های عمودی قائل شد، بنابراین روند قابل‌بحثی هم برای آن‌ها وجود نخواهد داشت. اکثر ضرایب از نظر علامت در سه جدول یکسان ولی از نظر مقدار متفاوت هستند. بیان شده است که هایپینگ ترجیحی نماینده کارکرد سفتی در حرکات زیر بیشینه است و برای بررسی نقش سفتی در تکالیف بیشینه، باید از آزمون هایپینگ بیشینه استفاده نمود (۲۸). با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، این بیان به‌هیچ‌وجه مورد تأیید قرار نمی‌گیرد.

ارتباط معناداری بین متغیر توان و سفتی مشاهده نشد و فقط ارتباط متغیر سرعت مرکز جرم با سفتی ترجیحی یک‌طرفه معنادار بود. بر اساس معادله حرکت، عملکرد پرش‌های عمودی تا حد زیادی بر اساس سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف قابل‌تعیین است و ارتفاع پرش متناسب با مربع مؤلفه عمودی سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف افزایش می‌یابد. بنابراین ارتباط به‌دست‌آمده به مزیت سفتی کمتر در اجرای بهتر پرش‌های عمودی اشاره دارد. در مطالعات پیشین تنها یک تحقیق ارتباط سفتی اندام تحتانی حین اجرای هایپینگ ترجیحی را با عملکرد پرش‌های عمودی مورد مطالعه قرار داده است (۱۰) که با نتایج به‌دست‌آمده در این تحقیق همخوانی دارد در حالی که اکثر مطالعات انجام‌شده در زمینه ارتباط سفتی با عملکرد از هایپینگ کنترل استفاده کرده‌اند (۱۵، ۱۳، ۱۲). نظریه غالب در مورد ارتباط سفتی با عملکرد این‌طور بیان شده است که واحد تاندونی-عضلانی سفت‌تر سرعت گسترش نیروی بیشتری را تأمین می‌کند (۱۶، ۷) و واحد تاندونی-عضلانی با سفتی کمتر از نظر ذخیره و بازتولید انرژی الاستیک دارای مزیت است (۳۰، ۲۹). اجرای اسکات جامپ حاصل انقباض خالص کانستریک بدون پیش‌کشش است و نرخ گسترش نیروی بالایی را می‌طلبد بنابراین با این پیش‌فرض که سفتی اندام تحتانی برآیندی از سفتی زیرساخت‌های آناتومیکی بدن است (۲۵) و بر اساس نظریه غالب، سفتی اندام تحتانی بیشتر در اجرای اسکات جامپ مزیت است که با نتایج این تحقیق در تناقض است. Bojsen و همکاران در توجیه ارتباط مثبت سفتی تاندون و ستوس لترالیس با عملکرد اسکات جامپ به مزیت واحد تاندونی-عضلانی سفت‌تر در انتقال سریع نیروی عضله به استخوان یعنی سرعت گسترش نیروی بالاتر برای دست‌یابی به عملکرد بهتر در اسکات جامپ اشاره کردند (۱۶). باین حال مطالعات دیگری وجود دارد که مانند پژوهش حاضر، رابطه منفی بین سفتی و اسکات جامپ را گزارش کرده‌اند (۳۱، ۱۰). در توجیه این رابطه Hof و همکاران اظهار نمودند که جزء الاستیک سری

سفتی ترجیحی) و برای استراتژی بیشینه کمترین (تقریباً ۸ درصد کمتر از سفتی ترجیحی) مقادیر را به خود اختصاص داده است. نتایج آزمون همبستگی بین متغیرهای منتخب بیومکانیکی حین اجرای پرش‌های اسکات و کانترموومنت با سفتی اندام تحتانی به تفکیک استراتژی و شیوه اجرا در جدول شماره ۳ آورده شده است. نتایج این بخش نشان می‌دهد فقط سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون هایپینگ ترجیحی با مکانیک و عملکرد پرش‌های عمودی در ارتباط است.

بحث

هدف این تحقیق تعیین ارتباط بین سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون هایپینگ با سه شیوه اجرای دو طرفه، یک طرفه روی پای برتر و یک طرفه روی پای غیر برتر و با سه استراتژی ترجیحی، کنترلی و بیشینه با متغیرهای منتخب بیومکانیکی حین اجرای دو نوع پرش اسکات و کانترموومنت بود. مقادیر میانگین متغیرهای توان و سرعت تیک‌آف به‌دست‌آمده در اجرای پرش کانترموومنت نسبت به پرش اسکات، بزرگ‌تر بود که با توجه به کارگیری چرخه کشش-انقباض در اجرای پرش کانترموومنت قابل توجیه است. مقادیر بالای میانگین سفتی برای استراتژی کنترلی و مقادیر پایین سفتی برای استراتژی بیشینه، نتایج پژوهش‌های قبلی که با افزایش فرکانس هایپینگ، سفتی افزایش می‌یابد را تأیید می‌کند (۱۸). همچنین بزرگ‌تر بودن مقادیر سفتی اندام تحتانی دو طرفه نسبت به یک طرفه (پسای برتر و غیر برتر) قابل‌انتظار بود (۲۷). در بخش آمار استنباطی عدم ارتباط معنادار بین سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون هایپینگ کنترلی و بیشینه با متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای پرش‌های عمودی و ارتباط معنادار سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون هایپینگ ترجیحی یک طرفه با متغیر سرعت مرکز جرم در لحظه تیک‌آف در دو نوع پرش اسکات و کانترموومنت یافته‌های این تحقیق بودند که در ادامه مورد بحث قرار می‌گیرند.

یافته‌های تحقیق حاکی از این است که سفتی اندام تحتانی حین هایپینگ ترجیحی به شیوه اجرای یک طرفه با مکانیک و عملکرد پرش‌های عمودی ارتباط قوی‌تری دارد (نسبت به استراتژی بیشینه و کنترلی و نسبت به شیوه اجرای دو طرفه). نتایج تحقیق Ashrotaghi و همکاران این ارتباط را تأیید می‌کند و همچنین به ارتباط سفتی اندام تحتانی حین اجرای آزمون هایپینگ کنترلی با عملکردهای افقی اشاره می‌کند (۱۰). هیچ‌یک از ضرایب ارائه‌شده در جدول هایپینگ کنترلی و بیشینه به لحاظ

ضرایب همبستگی به‌دست‌آمده در جدول شماره ۲ برای پرش کانترموومننت از نظر علامت و معناداری مشابه نتایج به‌دست‌آمده برای پرش اسکات است بنابراین تأثیر سفتی بر مکانیک هر دو نوع پرش تقریباً یکسان و سفتی کمتر در اجرای پرش کانترموومننت همانند پرش اسکات به‌منظور دستیابی به سرعت تیک‌آف بیشتر که پارامتری تعیین‌کننده در ارتفاع پرش نیز می‌باشد، مزیت است. در اجرای کانترموومننت جامپ انقباض خالص کانسترتیک بلافاصله پس از اجرای یک پیش‌کشش انجام می‌شود، بنابراین احتمالاً ترکیبی از مکانیزمی که برای اسکات جامپ توضیح داده شد و چرخه کشش-انقباض، در اجرای کانترموومننت جامپ باهم تعامل دارند. با توجه به عدم ارتباط معنادار سفتی با کارایی چرخه کشش-انقباض، ارتباط منفی به‌دست‌آمده بین سفتی ترجیحی با متغیر سرعت مرکز جرم در پرش کانترموومننت نشان می‌دهد بخش کانسترتیک کانترموومننت جامپ نسبت به بخش اکسترتیک آن نقش پررنگ‌تری دارد و عمده عملکرد کانترموومننت جامپ سهم بخش کانسترتیک آن است که از مکانیزم به کار گرفته‌شده در پرش اسکات جامپ بهره می‌برد.

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه یافته‌های تحقیق، سفتی اندام تحتانی ترجیحی با متغیرهای بیومکانیکی حین اجرای پرش اسکات و کانترموومننت ارتباط قوی‌تری نشان دادند؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود به‌منظور بررسی ارتباط سفتی با عملکردهای عمودی مستقل از زمان از آزمون هایپینگ با استراژی ترجیحی برای تعیین سفتی استفاده شود.

نتایج نشان می‌دهند سفتی کمتر یا بیشتر در کارایی چرخه کشش-انقباض مزیت محسوب نمی‌شود بلکه احتمالاً مقداری بهینه برای آن وجود دارد، اما در اجرای پرش اسکات و کانترموومننت سفتی اندام تحتانی کمتر مزیت است؛ بنابراین به‌منظور ارتقا عملکرد پرش‌های عمودی، طراحی تمرینات تخصصی برای دستیابی به سفتی کمتر پیشنهاد می‌شود.

در واحد تاندونی-عضلانی کمپلیانت‌تر، با انتقال آهسته‌تر و کارتر نیرو، به جزء انقباضی اجازه می‌دهد که در مدت زمانی بیشتر، نزدیک به حالت بهینه (نزدیک به طول استراحتی و انقباض ایزومتریک) منقبض شود و عملکرد بهتری را نتیجه دهد (۳۱). در پژوهش حاضر در کنار ضرایب همبستگی منفی و معنادار به‌دست‌آمده برای متغیر سرعت مرکز جرم با سفتی ترجیحی ضرایب همبستگی بین متغیر توان و سفتی ترجیحی اگرچه کوچک و غیر معنادار هستند، اما علامت آن‌ها مثبت است. سرعت تیک‌آف (پارامتر تعیین‌کننده در ارتفاع پرش) معلول ضربه‌ای است که پیش از تیک‌آف از طرف زمین به شخص وارد می‌شود و ضربه، حاصل ضرب نیروی عکس‌العمل زمین در زمان است؛ بنابراین نتایج پژوهش حاضر با احتیاط این بیان را تأیید می‌کند که نرخ گسترش نیروی بالا که با سفتی رابطه مستقیم دارد اگرچه توان زیادی تولید می‌کند اما با کاهش مدت زمان اعمال نیرو، ممکن است منجر به کاهش ضربه و سرعت تیک‌آف شود (در صورت ثابت بودن نیروی عکس‌العمل زمین) (۱۰).

اختلاف ارتفاع دو نوع پرش اسکات و کانترموومننت معیار کارایی چرخه کشش-انقباض است که روابط آن با سفتی در این تحقیق غیر معنادار به‌دست‌آمده است. از بین تحقیقاتی که رابطه سفتی (سفتی‌های سطوح پایین‌تر) با کارایی چرخه کشش-انقباض را گزارش نمودند، برخی از مطالعات موجود به ارتباط منفی اشاره کردند (۳۲، ۳۳) که این ارتباط به ذخیره و بازتولید بهتر انرژی الاستیک در ساختارهای با سفتی کمتر نسبت داده شده است. Ashroostaghi و همکاران در توجیه ارتباط مثبت به‌دست‌آمده بین سفتی اندام تحتانی ترجیحی با کارایی چرخه کشش-انقباض به مزیت ساختار با سفتی بیشتر نسبت به ساختار با سفتی کمتر در صورتی که تغییر طول هردو برابر باشد و اینکه تنها در صورتی که سفتی بیش از حد، محدودکننده دامنه حرکتی مفصل و مانع از کشیده شدن فنر باشد، می‌توان فنر با سفتی کمتر را دارای مزیت دانست اشاره کردند (۱۰). عدم ارتباط معنادار به‌دست‌آمده در این تحقیق را می‌توان به خنثی شدن دو مزیت ذکر شده یعنی میزان بهره‌گیری از انرژی الاستیک و میزان سرعت گسترش نیرو، نسبت داد.

References

1. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Sciences*. 1993;12(6):653-92.
2. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine*. 2008;38(8):647-57.
3. Proske U, Morgan D. Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *Journal of Biomechanics*. 1987;20(1):75-82.
4. Fukashiro S, Hay C, Nagano A. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. *Journal of*

- Applied Biomechanics. 2006;22(2):131-47.
5. Ditroilo M, Watsford M, Murphy A, De Vito G. Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations: theory, measurement and analysis. *Sports Medicine*. 2011;41(12):1019-32.
 6. Butler RJ, Crowell HP, Davis IMC. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(6):511-7.
 7. Brughelli M, Cronin J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scandinavian Journal of Medicine & Sciences in Sports*. 2008;18(4):417-26.
 8. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*. 1989;22(11):1217-27.
 9. Lamontagne M, Kennedy MJ. The biomechanics of vertical hopping: a review. *Research in Sports Medicine*. 2013;21(4):380-94.
 10. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad A. The relationship of mechanical stiffness during hopping test with performance and injury risk factors of lower extremity in selected fundamental movement skills. PhD. Thesis, Faculty of physical Education, Kharazmi University; 2015.
 11. McGill SM. Ultimate back fitness and performance. 4th ed. Waterloo, Canada: Backfitpro Incorporated; 2009.
 12. Bret C, Rahmani A, Dufour A, Messonnier L, Lacour J. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*. 2002;42(3):274-81.
 13. Chelly SM, Denis C. Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2001;33(2):326-33.
 14. Hobara H, Tominaga S, Umezawa S, Iwashita K, Okino A, Saito T, et al. Leg stiffness and sprint ability in amputee sprinters. *Journal of Prosthetics & Orthotics International*. 2012;36(3):312-7.
 15. Pruyt EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Applied Physiology, Nutrition, and Medicine*. 2014;39(10):1144-50.
 16. Bojsen-Møller J, Magnusson S.P, Rasmussen L.R, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*. 2005; 99(3):986-94.
 17. Bobbert M, Gerritsen K, Litjens M, Van Soest A. Why is counter-movement jump height greater than squat jump height? *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1996;28(3):1402-12.
 18. Arampatzis A, Schade F, Walsh M, Brüggemann GP. Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2001;31(5):355-64.
 19. Farley C, Morgenroth, D. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *Journal of Biomechanics*. 1999; 32(3):267-73.
 20. Brauner T, Sterzing T, Wulf M, Horstmann T. Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Human Movement Science*. 2014; 33(1):263-72.
 21. Hobara H, Inoue K, Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *Journal of Applied Biomechanics*. 2013; 29(1):55-60.
 22. Hobara H, Kobayashi Y, Yoshida E, Mochimaru M. Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *Journal of Electromyography & Kinesiology*. 2015; 25(2):305-9.
 23. McMahon T, Cheng G. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*. 1990;23:65-78.
 24. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Hoboken, New Jersey, USA: John Wiley & Sons. 2009: 86.
 25. Granata K, Padua D, Wilson S. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography & Kinesiology*. 2002;12(2):127-35.
 26. Tanner R, Gore C. Physiological tests for elite athletes. 2nd ed: Human Kinetics. 2013.
 27. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad A. The analysis of spring-like behavior of human body during unilateral and bilateral hopping tests with different strategies. *Research in Sports Rehabilitation*. 2017;4(8):21-9.
 28. McMahon J, Comfort P, Pearson S. Lower Limb Stiffness: Effect on Performance and Training Considerations. *Strength & Conditioning Journal*. 2012;34(6):94-101.
 29. Rabita G, Couturier A, Lambert D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *European Journal of Applied Physiology*. 2008;103(2):163-71.
 30. Cavagna G. Effect of speed and extent of stretching on the elastic properties of active frog muscle. *Journal of experimental Biology*. 1981;91:131-43.
 31. Hof A, Van Zandwijk J, Bobbert M. Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiologica Scandinavica*. 2002;174(1):17-30.
 32. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*. 2000;168(2):327-35.
 33. Walshe A, Wilson G, Murphy A. The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1996;73(3-4):332-9.

The Relationship between Lower Extremity Stiffness with Selected Biomechanical Variables during Vertical Jumps in Healthy Active Men

Mohammad Amin Mohamadian^{1*},
Heydar Sadeghi²,
Mehdi Khaleghi Tazji⁴

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.

* Corresponding author:
Department of Sport Biomechanics, Faculty of Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: 09356704877
Email: amin.electronic71@gmail.com

Abstract

Received: Feb. 7, 2018 Accepted: June 19, 2018

Objective: Stiffness is a characteristic of viscoelastic structures and is an effective factor in sports movement biomechanics, which is an important factor in motion production and neuromechanical control of human body. The purpose of this study is to determine the relationship between lower extremity stiffness and selected biomechanical variables during vertical jumps.

Methods: T20 male physical education students participated voluntarily in this study. They performed Vertical hopping tests in three styles, bilateral, unilateral on dominant leg and unilateral on non-dominant leg, with three strategies, preferred, controlled (frequency 2.2 Hz) and maximal to determine the stiffness of the lower extremity. They also performed Squat jump and Countermovement jump tests to determine the mechanical power, take-off velocity and the efficiency of the stretch-shortening cycle.

Results: Among the stiffness variables with different strategies, only the preferential lower extremity stiffness showed a significant and negative correlation with the velocity of the center of mass ($p < 0.05$).

Conclusion: Bases on the research findings, it can be argued that lower extremity stiffness is not mush effective in vertical jumps. It is not effective in stretch-shortening cycle either but there may probably be some optimal value for it.

Keywords: Lower extremity stiffness, Selected biomechanical variables, Vertical jumps

دکتر مهدی خالقی تازجی، فارغ‌التحصیل دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی در سال ۱۳۹۳ از دانشگاه خوارزمی تهران و استادیار دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. انتشار ۱۵ مقاله علمی پژوهشی، چندین مقاله همایش ملی و بین‌المللی، استاد راهنمای دکتری (۱ راهنمایی، ۳ مشاوره)، استاد راهنمای ارشد (۴ راهنمایی، ۱۵ مشاوره)، از جمله فعالیت‌های آموزشی ایشان می‌باشد



آقای محمد امین محمدیان، فارغ‌التحصیل کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در سال ۱۳۹۶ از دانشگاه خوارزمی تهران و دانشجوی دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران است. وی دارای ۱ مقاله همایش ملی و ۱ مقاله همایش بین‌المللی و رتبه یک کنکور دکتری تخصصی می‌باشد. زمینه‌های پژوهشی موردعلاقه ایشان سفتی و ارتباط آن با عملکرد و آسیب، هماهنگی و تغییرپذیری هماهنگی می‌باشد.



دکتر حیدر صادقی، فارغ‌التحصیل دکتری بیومکانیک ورزشی از دانشکده علوم حرکتی و پسا (فوق) دکتری توان‌بخشی (گرایش بیومکانیک و توان‌بخشی) در سال ۱۳۸۰ از دانشکده پزشکی دانشگاه مونترال کانادا و استاد تمام دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی تهران می‌باشد. انتشار بیش از ۸۰ مقاله در مجلات معتبر خارجی، ۱۲۰ مقاله در مجلات معتبر داخلی، تألیف یا تصنیف ۹ کتاب، ترجمه ۲۰ کتاب تخصصی، ۲۰ طرح پژوهشی کاربردی، استاد راهنمای دکتری (بیش از ۲۵ راهنمایی، ۵ مشاوره)، تجدید چاپ همراه با تجدیدنظر اساسی ۳ کتاب، بررسی و نقد و یا تصحیح ۱۰ کتاب، ۱۰ نوآوری علمی معتبر، ارائه بیش از ۳۵۰ مقاله در مجامع ملی و بین‌المللی، استاد راهنمای کارشناسی ارشد (۷۰ راهنمایی، ۱۷ مشاوره)، از جمله فعالیت‌های آموزشی ایشان می‌باشد.

