

تأثیر استفاده از فناوری نانو در زیره کفش ورزشی بر توان مچ پا در فاز اتکای دویدن

دکتر منصور اسلامی^۱، زهرا بصیری^۲

چکیده:

سابقه و هدف: اصلاح ساختار زیره کفش‌های ورزشی به عنوان عاملی اثرگذار بر سینتیک و سینماتیک دویدن در راستای بهبود متغیرهای وابسته به توان همواره مورد توجه سازندگان کفش بوده است. هدف این مقاله بررسی تأثیر استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی بر توان مچ پا در فاز اتکا دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها: ۱۸ آزمودنی مرد سالم با میانگین سنی 23 ± 6 سال، قد 178 ± 4 سانتی‌متر و وزن 71 ± 8 کیلوگرم با سه کفش ورزشی با جنس زیره پلی‌اورتان (PU)، نانو کامپوزیت پلی‌اورتان-کلی ۱ درصد (NPU1) و ۲ درصد (NPU2) با سرعت ۳/۵ متر بر ثانیه دویدند. توان مچ پا با استفاده از دینامیک معکوس در سه صفحه حرکتی با استفاده از نرم‌افزار MATLAB^{۲۰۱۰} محاسبه و با آزمون آنالیز واریانس یک سویه با اندازه‌های مکرر در نرم‌افزار SPSS^{۲۰} مورد تحلیل آماری قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی بر اوج تولید توان در هر سه صفحه حرکتی به طور معناداری اثرگذار بود ($P < 0.05$). اما بر اوج جذب توان تأثیر معناداری نداشت.

نتیجه‌گیری: کفش ورزشی با زیره (NPU) سبب بهبود عملکرد ورزشکار در صفحه ساجیتال و حفظ ثبات مچ پا در صفحه هوریزانتال می‌شود، درحالی‌که ممکن است حفظ تعادل مچ پا را در سطح فرونتال دشوارتر نماید.

واژگان کلیدی: توان، دویدن، کفش، نانو ذرات کلی

مقدمه

دویدن به عنوان یکی از رایج‌ترین فعالیت‌های تفریحی و رقابتی در میان افراد از مؤثرترین شیوه‌های دستیابی به آمادگی جسمانی و سلامت عمومی است (۳-۱). ویژگی‌های آنتروپومتریکی، فیزیولوژیکی و تجهیزات ورزشکاران از جمله کفش از عوامل تأثیرگذار بر اجرای دویدن و آسیب‌های مرتبط با آن به حساب می‌آیند (۴, ۵). کفش‌ها به عنوان جزء جدایی‌ناپذیر تمرین و مسابقه یکی از عوامل اثرگذار بر سینتیک و سینماتیک دویدن موضوع بسیاری از تحقیقات مرتبط با بهبود اجرا و کاهش آسیب‌های دویدن بوده‌اند.

بیش از نیم‌قرن است که شرکت‌های سازنده کفش با به‌کارگیری فناوری‌های گوناگون برای اصلاح ساختار زیره کفش، برای بهبود اجرا و کاهش آسیب‌های دویدن تلاش کرده‌اند (۶, ۷). زیرا با پوشیدن کفش مناسب می‌توان عوامل گوناگون مرتبط با حرکت پا را کنترل نموده و علاوه بر جلوگیری از آسیب‌های ناشی از پوشیدن کفش‌های نامناسب اجراهای ورزشی را بهبود بخشید (۸). علیرغم همه این تلاش‌ها برخی از محققان بیومکانیک همچنان معتقدند که دستیابی به میزان مطلوب متغیرهای وابسته به توان و انرژی با استفاده از مواد مرسوم در صنعت کفش دور از دسترس می‌باشد (۷).

توان یک متغیر سینتیکی است که از حاصل ضرب برداری گشتاور^۱ و سرعت زاویه‌ای^۲ مفصل به دست می‌آید. مقادیر مثبت این متغیر بیانگر تولید انرژی مکانیکی از طریق انقباض درون‌گرای عضلات بوده و مقادیر منفی آن جذب انرژی مکانیکی طی انقباض برون‌گرای عضلات را نشان می‌دهد (۹-۱۱). این متغیر در ارزیابی ظرفیت گروه‌های عضلانی در تولید و کنترل حرکت در مفاصل و اندام‌ها مورد بررسی قرار گرفته و به عنوان شاخص توانایی فرد برای کنترل اندام‌های خود در نظر گرفته می‌شود (۹-۱۲). همچنین، توان یکی از پارامترهای کلیدی برای ارزیابی کارایی حرکات ورزشی و فعالیت‌های روزمره به شمار می‌رود (۱۱, ۱۳-۱۷). به طور کلی، کمپلکس مچ پا به عنوان تولیدکننده انرژی برای پیشروی در فاز اتکای دویدن و راه رفتن در نظر گرفته می‌شود. از طرفی، اگرچه زانو در نیمه اول فاز اتکا به عنوان جذب‌کننده اصلی توان محسوب می‌شود اما مفصل مچ پا نیز هنگام برخورد اولیه پاشنه با زمین در جذب توان اولیه نقش مؤثری ایفا می‌نماید (۱۸, ۱۹). در تحقیقات بیومکانیک دویدن و راه رفتن، اونپو^۳ (۱۹۹۰) مچ پا و ران را به عنوان تولیدکننده‌های اولیه و ثانویه توان لازم برای پیشروی معرفی کرد و نقش اصلی زانو را در جذب توان گزارش نمود (۲۰). یافته‌های اولنی^۴ و همکاران (۱۹۹۴) مرتبط به سرعت راه رفتن در افراد فلج مغزی نشان داد که تغییرپذیری حداکثر توان مفاصل اندام تحتانی تحت تأثیر تغییر سرعت قرار می‌گیرند. این محققان پیشنهاد کردند که درمان‌های انجام‌گرفته بر این بیماران باید بر افزایش توان مچ پا و ران متمرکز باشد (۲۱). استفانیشین^۵ و نیگ^۶ (۲۰۰۰) به بررسی تأثیر استفاده از الیاف کربن در زیره کفش ورزشی بر توان مفاصل اندام تحتانی حین دویدن و پرش پرداختند و گزارش کردند که تغییر در ساختار کفش از طریق قرار دادن صفحات ساخته‌شده از الیاف کربن در زیره کفش ورزشی بر انرژی از دست رفته در مفصل انگشتی-کف پای مؤثر است اما تأثیری بر توان مفاصل اندام تحتانی ندارد (۲۲). بر این اساس به نظر می‌رسد به‌کارگیری مواد مناسب در جهت

۱ Joint Moment

۲ Angular Velocity

۳ Ounpuu

۴ Olney

۵ Stefanyshyn

۶ Nigg

بهبود ویژگی‌های کفش‌های ورزشی که بتواند توان مفصلی را در مفصل مچ پا بهبود دهد، ممکن است سبب بهبود اجرا و کاهش آسیب‌های دویدن گردد.

امروزه موادی چون لاستیک کربنی^۱، لاستیک استیرن بوتادین^۲، لاستیک میکروسلولی^۳، اتیلن وینیل استات^۴، پلی‌اورتان^۵ و پلی‌وینیل کلراید^۶ در صنعت کفش مورد استفاده قرار می‌گیرند (۲۳) و از این میان پلی‌اورتان و اتیلن وینیل استات بیشتر مورد توجه قرار گرفته‌اند. پلی‌اورتان یک ترکیب پلیمری است که به طور گسترده در ساخت زیره کفش مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۴). این ماده منحصر به فرد در صنایع مختلف به عنوان پوشش، چسب، ایلاف، الاستومر گرمانرم و اسفنج بکار می‌رود. با این حال پایداری حرارتی، مقاومت مکانیکی و مقاومت به سایش و خراشیدگی پایینی دارد. در سال‌های اخیر برای غلبه بر این معایب، تلاش‌های زیادی در راستای توسعه نانو ساختارهای پلی‌اورتان نانو کلی^۷ در صنایع مختلف شده است (۲۵). نانو ذرات کلی که از مجموعه آلومینو سیلیکات‌ها^۸ می‌باشند استحکام کششی^۹، مدول کششی^{۱۰}، مقاومت به شکست^{۱۱} و مقاومت به ضربه^{۱۲} ترکیبات کامپوزیتی را افزایش می‌دهد (۲۶، ۲۷) و نانو کامپوزیت‌های تقویت‌شده با نانو ذرات کلی دارای مزایایی چون سبکی، انعطاف‌پذیری، فرآیند پذیری مطلوب، مقاومت در برابر خراشیدگی و سایش می‌باشند (۲۸). بنابراین، ممکن است استفاده از این نانو کامپوزیت در زیره کفش ورزشی بر توان مچ پا تأثیرگذار باشد. از این رو هدف این پژوهش بررسی تأثیر استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی بر توان مچ پا می‌باشد.

روش‌شناسی

۱۸ دانشجوی مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی با میانگین سنی 23 ± 6 سال، میانگین قد 178 ± 4 سانتی‌متر و میانگین وزن 71 ± 8 کیلوگرم، با پای برتر راست، سالم و بدون آسیب‌دیدگی و ناهنجاری اندام تحتانی، در دسترس به طور تصادفی به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. همه آزمودنی‌ها از نحوه اجرای آزمون‌های پژوهش مطلع شده و با امضای فرم رضایت‌نامه تمایل خود را برای شرکت در این پژوهش اعلام کردند.

سه جفت کفش ورزشی با جنس زیره پلی‌اورتان (PU) با سختی Shore A ۴۰، زیره نانو کامپوزیت پلی‌اورتان با ۱ درصد نانو ذره (NPU1) و سختی Shore A ۴۸ و زیره نانو کامپوزیت پلی‌اورتان با ۲ درصد نانو ذره (NPU2) و سختی Shore A ۵۶ در این پژوهش مورد استفاده قرار گرفت. کفش‌ها از نظر سایر خصوصیات مانند وزن، جنس و طراحی رویه، شکل هندسی زیره، طراحی عاج لایه خارجی زیره و ... کاملاً یکسان بوده و تنها جنس زیره آن‌ها باهم متفاوت بود.

۱ Carbon Rubber

۲ StyreneButadiene Rubber

۳ Microcellular Rubber

۴ Ethyl Vinyl Acetate (EVA)

۵ Polyurethane (PU)

۶ Polyvinyl Chloride (PVC)

۷ Nano Clay

۸ Aluminosilicate

۹ Tensile Strength

۱۰ Tensile Modulus

۱۱ Resistance to Thermal Failure

۱۲ Impact Resistance

داده‌های سینماتیکی و سینتیکی این پژوهش در آزمایشگاه تحلیل حرکت اندام تحتانی جمع‌آوری گردید. برای جمع‌آوری داده‌های سینتیکی از یک صفحه نیروسنج (Kistler, Winterthur, Switzerland, 60 cm * 40 cm; 1000 Hz) استفاده شد که در نقطه ۱۰ متری یک مسیر دویدن ۱۵ متری قرار گرفته بود. برای جمع‌آوری داده‌های سینماتیکی از ۶ دوربین فیلم‌برداری (JVC9X00; 200 Hz) استفاده شد که به صورت چتری در سمت راست صفحه نیرو چیده شده بودند.

۲۲ مارکر غیرفعال ۲۵mm جهت تعیین دستگاه‌های مختصات آناتومیکی و اندام‌ها بر شکم، مهره چهارم کمری، خار خارقه قدامی لگن چپ و همچنین تاج خارقه، خار خارقه قدامی تحتانی، تروکانتر بزرگ ران، ۴ مارکر به صورت خوشه‌ای در کنار داخلی خارجی ران، اپی‌کندیل داخلی و خارجی زانو، ۴ مارکر به صورت خوشه‌ای در کنار داخلی خارجی ساق، پاشنه، قوزک داخلی و خارجی، استخوان دوم و پنجم کف پای و انگشت دوم پای راست قرار داده شد. پس از ضبط تصویر آناتومیکی مارکرهای شکم، مهره چهارم کمری، تروکانتر بزرگ ران، اپی‌کندیل داخلی و خارجی زانو، قوزک داخلی و خارجی مچ پا و انگشت دوم کف پای راست برداشته شدند و برای تعیین مختصات اندام‌ها هنگام دویدن، از سایر مارکرها استفاده گردید. همه آزمودنی‌ها توسط یک آزمون گر مارکر گذاری شدند.

ابتدا به هر آزمودنی فرصت کافی برای گرم کردن داده شد. قبل از اجرای آزمون اصلی آزمودنی‌ها ۵ آزمون تمرینی با هر کفش اجرا نمودند تا با پروتکل آزمون آشنا شوند و سپس با سرعت $3/5 \pm 0/2$ متر بر ثانیه در مسیر ۱۵ متری دویدند. برای هر آزمودنی ۳ تلاش موفق ثبت شد. شرایط تلاش موفق اجرای الگوی پنجه- پاشنه و رعایت سرعت بود که با مشاهده نمودار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و با استفاده از کرنومتر تأیید شد. فاصله استراحتی بین اجرای آزمون با هر کفش ۵ دقیقه بود و به دلیل کاهش تأثیر خستگی آزمودنی بر اجرای آزمون، ترتیب دویدن با کفش‌ها به صورت تصادفی انتخاب شد. پس از جمع‌آوری اطلاعات، مختصات مکانی مارکرها با فیلتر پایین‌گذر و فرکانس برشی ۱۵Hz فیلتر شدند (۱۹).

توان می مفصل مچ پا (P_A) از طریق ضرب گشتاور آن مفصل (M_A) در سرعت‌های زاویه‌ای آن (ω_A) محاسبه گردید (معادله ۱). از داده‌های سینماتیکی دوربین ویدئویی برای محاسبه سرعت زاویه‌ای استفاده شد. گشتاور با استفاده از تکنیک دینامیک معکوس^۱ و معادله نیوتن-اولر^۲ و مدل آنتروپومتریکی دلوا تعیین شد (۲۰، ۲۹).

$$P_A = M_A \cdot \omega_A \quad (\text{معادله ۱})$$

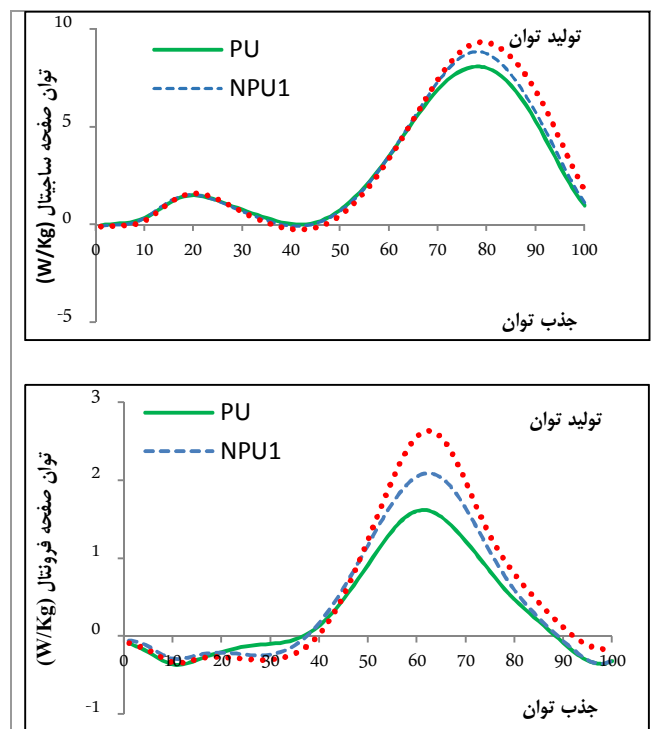
داده‌های توان هر آزمودنی در هر کوشش موفق به ۱۰۰ داده نرمال سازی شد و میانگین هر سه کوشش موفق آزمودنی به عنوان داده‌های نهایی در نظر گرفته شد. اوج مثبت و منفی توان برای هر آزمودنی محاسبه گردید (۳۰). به منظور جمع‌آوری داده‌های خام از نرم‌افزار SIMI Motion نسخه ۷، استفاده گردید. سازماندهی، محاسبه و توصیف متغیرها با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۰ انجام شد. تحلیل آماری با روش آماری آنالیز واریانس یک سویه با اندازه‌های مکرر و با استفاده از نرم‌افزار SPSS صورت گرفت و سطح اطمینان کمتر ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

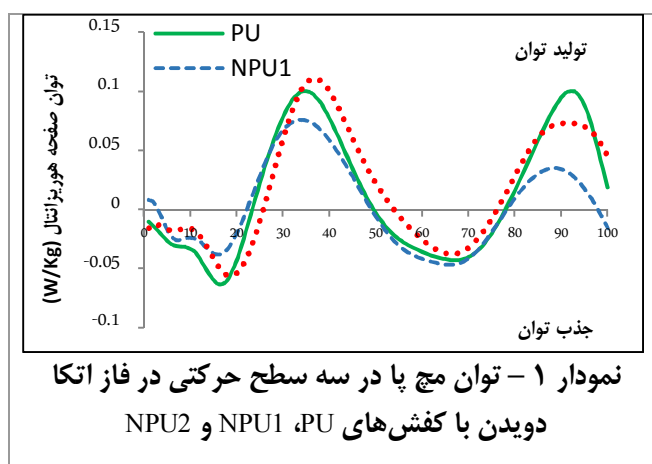
نتایج

۱ Inverse dynamic

۲ Newton Euler

نمودار ۱ توان مچ پا را در دوییدن با کفش‌های PU، NPU1 و NPU2 در سه صفحه حرکتی نشان می‌دهد. در سطح ساجیتال الگوی تغییرات توان در دوییدن با هر سه نوع کفش تقریباً یکسان است، با این حال کفش NPU2 سبب تولید بیش‌ترین میزان توان در فاز تولید توان گردیده است. در صفحه فرونتال الگوی دوییدن با کفش NPU1 و NPU2 تقریباً مشابه است، لیکن کفش PU سبب حذف اوج دوم جذب توان در بازه ۲۰٪-۴۰٪ فاز اتکا گردیده است. در این سطح نیز مانند سطح ساجیتال کفش NPU2 سبب تولید بیش‌ترین توان در فاز تولید توان شده است. در سطح هوریزانتال دوییدن با هر سه کفش الگوی نسبتاً مشابهی را در توان ایجاد نموده است و همانند دو صفحه دیگر کفش NPU2 در اولین اوج تولید توان بیش‌ترین میزان توان را تولید نموده است، اما کفش PU توان بیشتری را در اوج فاز دوم تولید توان تولید کرده است. همچنین NPU1 سبب بیش‌ترین میزان توان را در اوج فاز اول و کفش PU در اوج فاز دوم جذب توان جذب نموده است، هر چند تفاوت آن با دو کفش دیگر ناچیز به نظر می‌رسد.





جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد اوج توان مچ پا در دویدن با سه کفش PU، NPU1 و NPU2 را در فاز جذب (منفی) و فاز تولید توان (مثبت) نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد که اوج مثبت توان مچ پا در سطح ساجیتال در دویدن با کفش‌های PU و NPU2 به طور معناداری با یکدیگر متفاوت بوده است ($P < 0.05$). با این حال تفاوت معناداری در اوج مثبت توان مچ پا میان کفش‌های PU و NPU1 و همچنین NPU1 و NPU2 وجود نداشت. در سطح فرونتال اوج مثبت توان مچ پا در کفش‌های PU و NPU1 ($P < 0.05$) و کفش‌های PU و NPU2 به طور معناداری با یکدیگر متفاوت بود ($P < 0.05$). اوج مثبت توان در دو کفش NPU1 و NPU2 در این صفحه حرکتی با یکدیگر تفاوت معناداری نداشت. در سطح هوریزانتال کاهش اوج مثبت توان مچ پا میان کفش‌های PU و NPU1 معنادار بود ($P < 0.05$). با این حال تفاوت معناداری میان PU و NPU1 و همچنین NPU1 و NPU2 مشاهده نگردید. به علاوه، تفاوت‌های اوج منفی توان مچ پا در دویدن با کفش‌های PU، NPU1 و NPU2 در هیچ یک از صفحات حرکتی معنادار نبود.

جدول ۱ - مقادیر اوج توان مچ پا (W/Kg) در سه صفحه حرکتی در فاز اتکا دویدن با سه کفش PU، NPU1 و NPU2

توان	صفحه حرکتی	PU	NPU1	NPU2	p-value (PU,NPU1)	p-value (PU,NPU2)	p-value (NPU2,NPU1)
اوج منفی (جذب)	ساجیتال	-۰/۶۶±۰/۵۲	-۰/۵۷±۰/۴۳	-۰/۴۹±۰/۴۵	۰/۵۷۸	۰/۲۸۶	۰/۴۹۲
	فرونتال	-۰/۷۳±۰/۶۵	-۰/۷۵±۰/۴۱	-۰/۷۲±۰/۶۱	۰/۹۱۶	۰/۹۲۷	۰/۷۳۹
	هوریزانتال	-۰/۱۸±۰/۱۴	-۰/۱۳±۰/۰۸	-۰/۱۸±۰/۱۳	۰/۰۷۶	۰/۹۳۳	۰/۲۰۳
اوج مثبت (تولید)	ساجیتال	۹/۰۶±۲/۶۲	۹/۴۹±۲/۴۲	۱۰/۳۵±۲/۶۷	۰/۲۶۵	۰/۰۱۶	۰/۰۸۵
	فرونتال	۱/۷۵±۱/۰۷	۲/۲۴±۱/۵۰	۲/۹۳±۲/۰۳	۰/۰۴۶	۰/۰۰۵	۰/۱۱۲
	هوریزانتال	-۰/۲۳±۰/۱۹	-۰/۱۸±۰/۱۲	-۰/۲۲±۰/۱۵	۰/۰۲۲	۰/۶۴۲	۰/۱۲۲

به عنوان سطح معنادار در نظر گرفته شده است $P \leq 0.05$

بحث و بررسی

هدف این پژوهش بررسی تأثیر استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی بر توان میج پا در سه صفحه حرکتی بود. الگوی نمودارهای توان این پژوهش با پژوهش‌های پیشین همسو بود (۲۰، ۳۱-۳۳). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی بر اوج مثبت توان میج پا در هر سه صفحه حرکتی تأثیرات معناداری داشت، اما بر اوج منفی توان مفصل میج پا در هیچ یک از صفحات حرکتی تأثیرگذار نبود. توان مثبت بیانگر تولید انرژی مکانیکی از طریق انقباض درون‌گرای عضلات است (۱۲). در سطح ساجیتال کفش NPU2 در مقایسه با کفش PU باعث افزایش ۱۲/۴۷ درصدی اوج مثبت توان میج پا شد. تحقیقات اخیر با استفاده از آنالیز توان نشان داده‌اند که افزایش توان تولیدشده در میج پا در سطح ساجیتال میزان انرژی پتانسیل کل پا را افزایش داده و همین انرژی در انتهای فاز نوسان به تنه منتقل می‌شود (۳۴، ۳۵). از طرف دیگر، اوج توان مثبت میج پا در صفحه ساجیتال بیانگر نیروی تولیدی برای پیشروی است و هرچه این میزان بزرگ‌تر باشد سرعت دویدن ورزشکار بیشتر خواهد شد (۱۹). استفاده از نانو ذرات کلی باعث ایجاد خصوصاتی از جمله افزایش سختی کفش شد و سختی کفش NPU2، ۵۶A و سختی کفش PU، ۴۰A بود، در نتیجه افزایش اوج توان مثبت میج پا در صفحه ساجیتال ممکن است ناشی از افزایش سختی زیره به دلیل استفاده از نانو ذرات کلی باشد. بر این اساس پیشنهاد می‌شود دویدن با کفش NPU2 نسبت به کفش PU در مرحله push-off سبب تولید توان بیشتری برای ورزشکار شده و در نتیجه استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی باعث بهبود اجرای ورزشکار خواهد شد. از سوی دیگر، توان منفی بیانگر جذب انرژی مکانیکی از طریق انقباض برون‌گرا است (۱۲)، در نتیجه استفاده از نانو ذرات کلی در زیره کفش ورزشی بر جذب انرژی مکانیکی تأثیرگذار نیست.

از سوی دیگر اوج توان مثبت در صفحه فرونتال نیز هنگام دویدن با کفش‌های NPU1 و NPU2 در مقایسه با کفش PU به ترتیب ۲۸ و ۶۷ درصد افزایش یافت. اورژن میج پا به عنوان یک حرکت طبیعی میج پا در صفحه فرونتال در نظر گرفته می‌شود. بردار نیروی عکس‌العمل زمین در بیشتر فاز اتکای دویدن از کنار خارجی میج پا عبور می‌نماید و تمایل به ایجاد اورژن در میج پا را دارد (۳۶). افزایش توان میج پا در سطح فرونتال ممکن است به دلیل افزایش سختی کفش‌های NPU1 و NPU2 بوده باشد که بیانگر فعالیت بیشتر عضلات میج و دشوارتر شدن کنترل اورژن میج پا است. در واقع افزایش توان در این سطح می‌تواند حاکی از افزایش تلاش فرد برای کنترل تعادل با کفش‌های NPU1 و NPU2 بوده باشد. با این حال انتقال توان میج پا به مفصل ران در فاز toe-off ممکن است در تسریع بالا کشیدن لگن برای یک toe-off مناسب مؤثر واقع شود. بنابراین، علی‌رغم اینکه کنترل تعادل فرد در دویدن با کفش‌های NPU1 و NPU2 دشوارتر خواهد شد، ممکن است اصلاح طراحی هندسه پاشنه کفشی با جنس NPU به گونه‌ای که بتواند حرکات میج پا را در این صفحه کنترل نماید در افزایش سرعت toe-off و در نتیجه سرعت ورزشکار مؤثر باشد.

در صفحه هوریزانتال مقادیر توان میج پا بسیار کمتر از صفحات دیگر بود. با توجه به اینکه دامنه حرکتی در صفحه هوریزانتال نسبت به صفحه ساجیتال و فرونتال محدودتر است در نتیجه مقادیر کمتر توان میج پا در این صفحه دور از انتظار نیست. توان میج پا هنگام دویدن با کفش NPU2 در مقایسه با کفش PU به میزان ۲۷ درصد کاهش یافت. توان میج پا در این صفحه حرکتی نقش اساسی در ایجاد ثبات میج پا به وسیله تاندون‌ها و عضلات

دارد (۱۹). به نظر می‌رسد دویدن با کفش NPU2 سبب کاهش توان مورد نیاز برای کنترل حرکات چرخشی مچ پا در این صفحه گردیده است و کنترل حرکات مچ پا در صفحه هوریزانتال را تسهیل نموده است. با توجه به نتایج پژوهش حاضر، استفاده از نانو ذرات کلی باعث افزایش سختی زیره کفش شد. با توجه به این که سرعت دویدن، هندسه و رویه کفش‌ها در این پژوهش کنترل شدند، بنابراین افزایش توان مثبت مچ پا ممکن است به دلیل خاصیت استحکام کششی و مدول کششی ایجاد شده در زیره کفش توسط نانو ذرات کلی ناشی از افزایش سختی کفش باشد. به نظر می‌رسد استفاده از این کفش برای پرندگان طول و ارتفاع که در مرحله push-off به انرژی بیشتری نیاز دارند کارایی بالایی داشته باشد. لیکن با توجه به اینکه محقق در انتخاب هندسه زیره این کفش آزادی عمل چندانی نداشت، پیشنهاد می‌شود تأثیر کفش‌هایی با جنس زیره NPU که از لحاظ شکل هندسی زیره کنترل شده باشند بر توان مورد بررسی قرار گیرد.

تشکر و قدردانی

از شرکت تولید کفش پرستیژ و صنایع کفش کورش که ما را در ساخت کفش NPU یاری نمودند و از همه کسانی که زمینه‌های ثبت این کفش در اداره ثبت اختراعات ایران را فراهم ساختند سپاسگزاری می‌نماییم.

References:

1. Bischof J, Abbey A, Chuckpaiwong B, Nunley J, Mac Queen R. 2010. Three-dimensional ankle kinematics and kinetics during running in women. *Gait & posture*. 31:502-5.
2. Rothschild C. 2012. Running Barefoot or in Minimalist Shoes: Evidence or Conjecture? *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 34(2):8-17.
3. Shavandi N, Saremi A, Parastesh M, Ghorbani A, Bakhshi EA. 2011. The acute response of lung function indices to anaerobic exercises in polluted air. *7 (13): 65-74*.
4. Mirzaee MR, Matin homaee H, Ghasemnejad R, Miri H. 2012. The relationship between anthropometric and physiological variables in elite distance and middle distance runners of national athletics team for the 3000 meters performance. *8(15): 27-40*.
5. Braunstein B, Arampatzis A, Eysel P, Brüggemann GP. 2010. Footwear affects the gearing at the ankle and knee joints during running. *Journal of Biomechanics*. 43(11):2120-5.
6. Chambon N, Delattre N, Guéguen N, Berton E, Rao G. 2014. Is midsole thickness a key parameter for the running pattern? *Gait & posture*. In Press.
7. Nigg BM. *Biomechanics of Sport Shoes*. 2010. illustrated ed. Alberta, Canada: University of Calgary Press.
8. Ziaei M, Nabavi, SH, Mokhtarinia HR, Tabatabai Ghomshe S. 2013. The Effect of Shoe Sole Tread Groove Depth on the Gait Parameters during Walking on Dry and Slippery Surface. *The International Journal of Occupational and Environmental Medicine*. 4(1):27-35.
9. Grimshaw P, Burden A. 2007. *Sport & Exercise Biomechanics*. University of South Australia, Adelaide, Australia: Taylor & Francis Group. 211-7p.
10. Eslami M, Damavandi M. 1391. *Principles of biomechanics and movement analysis*. Edition F, editor. Theran. Iran [persian]: Sport Science Research Center. 250-257.

11. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 2009. Wiley. com.
12. Bogey RA, GitterAJ, Barnes LA.2010. Determination of ankle muscle power in normal gait using an EMG-to-force processing approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*.20:46-54.
13. Winter DA. Energetics of human movement part II: Practical analyses and assessments. 1982. *The Australian Journal of Sport Sciences*.1982:26-32.
14. Ito AK, Komi PV, Sjödin BE, Bosco C, Karlsson J. 1982. Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 15(4):299-308.
15. Kaneko M. 1990. Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. *Journal of Biomechanics*. 23:57-63.
16. Thys H, Willems PA, Saels P. 1996. Energy cost, mechanical work and muscular efficiency in swing-through gait with elbow crutches. *Journal of biomechanics*. 29(11):1473-82.
17. Arampatzis A, Knicker A, Metzler V, Brüggemann GP. 2000. Mechanical power in running: a comparison of different approaches. *Journal of biomechanics*. 33(4):457-63.
18. Roberts TJ, Belliveau RA. 2005. Sources of mechanical power for uphill running in humans. *Journal of Experimental Biology*. 208(10):1963-70.
19. Novacheck TF. 1998. The biomechanics of running. *Gait & posture*. 7(1):77-95.
20. Ounpuu S. 1989. The biomechanics of running: a kinematic and kinetic analysis. *Instructional course lectures*. 39:305-18.
21. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. 1994. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical therapy*. 74(9):872-85.
22. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. 2000. Influence of midsole bending stiffness on joint energy and jump height performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 32(2): 471-6.
23. Porter DA, Schon LC. 2007. *Baxter's the Foot and Ankle in Sport*. Elsevier Health Sciences;
24. Queen RM, Abbey AN, Wiegerinck JI, Yoder JC, Nunley JA. 2010. Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison. *Gait & posture*. 31(1):18-22.
25. Cao X, Lee LJ, Widya T, Macosko C. 2005. Polyurethane/clay nanocomposites foams: processing, structure and properties. *Polymer*. 46(3):775-83.
26. Zhang G, Shichi T, Takagi K. 2003. PET-clay hybrids with improved tensile strength. *Materials Letters*. 57(12):1858-62.
27. Peter S, Woldesenbet E.2008. Nanoclay syntactic foam composites—High strain rate properties. *Materials Science and Engineering: A*. 494(1):179-87.
28. Chang JH, Kim SJ, Joo YL, Im S. 2004. Poly (ethylene terephthalate) nanocomposites by in situ interlayer polymerization: the thermo-mechanical properties and morphology of the hybrid fibers. *Polymer*. 45(3):919-26.
29. De Leva P. 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*. 29(9):1223-30.
30. Kim CM, Eng JJ. 2004. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait & posture*. 20(2):140-6.

31. Boyer KA, Andriacchi TP. 2009. Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention. *Clinical Biomechanics*. 24(10):872-6.
32. De Vita P, Torry M, Glover KL, Speroni DL. 1996. A functional knee brace alters joint torque and power patterns during walking and running. *Journal of biomechanics*. 29(5):583-8.
33. Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. 1999. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of biomechanics*. 32(12):1349-53.
34. Riley PO, Della Croce U, Kerrigan DC. 2001. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait & posture*. 14(3):264-70.
35. Siegel KL, Kepple TM, Stanhope SJ. 2004. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. *Gait & posture*. 19(1):69-75.
36. Mündermann A, Nigg BM, Humble RN, Stefanyshyn DJ. 2003. Foot orthotics affect lower extremity kinematics and kinetics during running. *Clinical Biomechanics*. 18(3):254-62.