

تأثیر سرعت استارت دویدن بر سفتی اندام تحتانی در دوندهای سرعتی

چکیده

منصور اسلامی^{۱*}، عفت حسین زاده^۱،
علیرضا صفایی کناری^۱

۱. گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه
مازندران، ساری، ایران.

دریافت: ۱۳۹۳/۸/۱۷ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۲۶

هدف: سفتی اندام تحتانی با متغیرهایی مثل تعداد و طول گام در دویدن، میزان نیرو و توان تولیدی عضلات رابطه دارد. در پژوهش های گذشته تناقضاتی در زمینه رابطه بین سرعت دویدن و سفتی اندام تحتانی وجود دارد. سرعت استارت، تحت تأثیر نیرو و زمان اعمال آن است که از عوامل کلیدی در میزان سفتی مفاصل محسوب می شوند. تاکنون اثر تغییر سرعت بر سفتی پایین تنه در استارت دوی سرعت ناشناخته مانده است.

هدف از این مطالعه بررسی اثر تغییر سرعت استارت بر سفتی اندام تحتانی است.
روش‌ها: تعداد ۱۵ مرد از تیم دو و میدانی دانشگاه انتخاب شدند. یک دوربین با فرکانس ۲۰۰ Hz و تخته نیروسنج با فرکانس ۱۰۰۰ Hz، به ترتیب، جهت تعیین موقعیت مکانی مارکرها در اندام تحتانی و نیروی عکس‌العمل زمین استفاده شد. آزمودنی ها یک استارت (استارت متوسط) را با سه سرعت مختلف انجام دادند. سفتی پا با محاسبه نسبت حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به تغییرات طول پا و سفتی زانو و مچ پا با محاسبه نسبت گشتاور عضلات به جابه جایی زاویه ای مفصل به دست آمد.

یافته‌ها: با افزایش سرعت از کم به بیشینه، سفتی پا ۶۷/۵۳ درصد، سفتی زانو ۴۱/۹ درصد و مچ پا ۳۹/۰۳ درصد افزایش یافت.

نتیجه‌گیری: این یافته‌ها نشان می‌دهد که افزایش سفتی مفاصل پایین تنه ممکن است یک عامل تعیین‌کننده در سرعت و شتاب دونده در لحظه جدا شدن از تخته استارت باشد.

کلید واژگان: استارت دوی صد متر، سرعت، سفتی پایین تنه.

* نویسنده مسئول: گروه تربیت بدنی و علوم
ورزشی، دانشگاه مازندران، ساری، ایران.

تلفن: ۰۹۱۱۱۱۲۴۰۰۵

ایمیل: mseslami@gmail.com

مقدمه

که در خارج از سالن برگزار می‌شود و در واقع جزء کانونی مسابقات دو و میدانی است (۳،۲). از طرف دیگر، به دلیل این که دوی ۱۰۰ متر بر خلاف دوهای سرعتی دیگر در مسیر مستقیم انجام می‌شود، در تحقیقات مختلف به منظور بررسی عوامل مؤثر در سرعت بیشتر مورد بررسی قرار می‌گیرد (۴). لذا می‌توان عوامل مؤثر در بهبود اجرای دوی ۱۰۰ متر را به دیگر رشته‌های سرعتی نیز تعمیم داد. محققان برای بررسی عوامل مؤثر در اجرای دوی ۱۰۰ متر آن را به

دوی سرعت یک مهارت پایه در بسیاری از رشته‌های ورزشی و جزء اصلی برخی از برنامه‌های تمرینی محسوب می‌شود که عملکرد کارآمد و مؤثر در آن به ترکیب مطلوبی از متغیرهای بیومکانیک و عامل‌های خارجی مانند مقاومت هوا، زمین و کفش بستگی دارد (۱). دوی ۱۰۰ متر یکی از کوتاه‌ترین مسابقات در رشته دو و میدانی است

بسیاری از متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی از قبیل سرعت اجرای مهارت، زمان تماس با زمین، تعداد و طول گام در دویدن، ارتفاع و تواتر فرود، ذخیره و آزادسازی انرژی ارتجاعی، میزان نیرو و توان تولیدی عضلات ارتباط دارد (۱۴، ۱۵، ۱۱).

در ادبیات تحقیق، در رابطه با تأثیر سرعت بر سفتی پا بین محققان اختلاف نظر وجود دارد. Farley و همکاران گزارش کردند که با افزایش سرعت فرود آمدن از 1 m/s به 3 m/s ، سفتی پا حدود دو برابر (از 20 KN/m به 40 KN/m) افزایش می‌یابد (۱۶). همچنین برخی از محققان اثر سرعت دویدن بر سفتی پا را بررسی کرده و به این نتیجه رسیدند که با افزایش سرعت دویدن سفتی پا تقریباً ثابت باقی می‌ماند؛ زیرا با افزایش سرعت دویدن، تغییرات طول پا و نیروی اعمال شده به زمین هر دو افزایش یافته در نتیجه سفتی پا تقریباً ثابت باقی می‌ماند (۱۷). Avogadro و همکاران گزارش کردند که با افزایش سرعت دویدن سفتی پا کاهش می‌یابد (۱۳). برخی از محققان دیگر نیز گزارش کردند که با افزایش سرعت دویدن، سفتی پا افزایش یافته در نتیجه سرعت اجرای مهارت بر سفتی اندام تحتانی مهم است (۱۸، ۱۹، ۲۰). با توجه به نتایج متناقض گزارش شده در تحقیقات قبلی درباره اثر سرعت اجرای مهارت بر سفتی اندام تحتانی و عدم بررسی اثر سرعت استارت بر سفتی اندام تحتانی، محقق می‌خواهد تأثیر احتمالی افزایش سرعت جدا شدن از تخته استارت را بر شاخص‌های سفتی اندام تحتانی مورد مطالعه قرار دهد. با توجه به اهمیت سرعت جدا شدن دونه سرعت از تخته استارت در رکورد دونه، هدف از این پژوهش بررسی اثر سرعت‌های مختلف در لحظه جدا شدن از تخته بر سفتی پا و سفتی مفاصل مچ و زانو می‌باشد.

روش شناسی

۱۵ مرد ورزشکار عضو تیم دوومیدانی دانشگاه (میانگین سنی 24 ± 3 سال، میانگین قد $170 \pm 10/5$ سانتی‌متر و میانگین جرم $75 \pm 7/5$ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت داده شدند. شرایط آزمودنی‌ها برای شرکت در این تحقیق عبارت بود از داشتن حداقل سه سال سابقه شرکت در مسابقات دو و میدانی، نداشتن هیچ آسیبی در اندام تحتانی از قبیل آسیب رباط‌ها به خصوص صلیبی قدامی، آسیب‌های عضلانی و تاندونی از قبیل استرین و پارگی عضلانی و تاندونی و آسیب‌های استخوانی از قبیل شکستگی و استرس فراکچر و همچنین نداشتن هر

چند مرحله تقسیم‌بندی نموده‌اند. این مراحل عبارتند از: ۱- مرحله آماده باش ۲- مرحله استارت یا جدا شدن از تخته استارت ۳- مرحله افزایش شتاب ۴- مرحله دستیابی به سرعت حداکثر. دو مرحله استارت و شتاب‌گیری در رکورد دوی ۱۰۰ متر بسیار حائز اهمیت معرفی شده، به طوری که محققان به بررسی این دو مرحله به ویژه مرحله استارت پرداخته‌اند (۶، ۵).

استارت دوی سرعت (فاصله زمانی بین محرک صوتی و جدا شدن هر دو پا از تخته استارت) یک مهارت کلیدی در بسیاری از رشته‌های دو است (۷)، زیرا سرعت و شتاب دونه در استارت دوی سرعت یک عامل مهم در شتاب و سرعت دونه در کل مسیر است. عوامل زیادی ممکن است در اجرای استارت اثر داشته باشند که برخی از آنها عبارتند از: ۱- نحوه قرارگیری بلوک‌ها که خود به تکنیک مورد استفاده بستگی دارد ۲- موقعیت مرکز ثقل بدن در وضعیت نشسته ۳- سرعت و شتاب مرکز ثقل بدن در لحظه جدا شدن از تخته (۹، ۸). در تحقیقات مختلف محققان از این عوامل به عنوان متغیرهای مهم برای ارزیابی استارت استفاده می‌کنند که از بین این عوامل سرعت و شتاب جدا شدن از تخته از اهمیت بیشتری برخوردارند (۱۰، ۱۱). تحقیقات نشان می‌دهند که عوامل متعددی در سرعت جدا شدن از تخته مؤثر است. بر اساس رابطه ضربه و اندازه حرکت، سرعت جدا شدن از تخته به ضربه افقی و جرم ورزشکار بستگی دارد. افزایش ضربه اعمال شده به تخته به خصوص تخته خلفی باعث افزایش سرعت جدا شدن از تخته می‌شود. ضربه افقی تحت تأثیر دو عامل نیروی اعمال شده به تخته و زمان اعمال آن نیرو می‌باشد (۱۲). نیروی اعمال شده به تخته خود به دو عامل قدرت عضلانی و اجرای تکنیک صحیح بستگی دارد. به گونه‌ای که موفقیت در بسیاری از ورزش‌ها تا حد زیادی به توان انفجاری پای ورزشکاران و قدرت عضلانی آنان بستگی دارد. لذا بسیاری از محققان نقش قدرت عضلات پا را در تولید نیرو در دونه‌های سرعتی با اهمیت ذکر کرده‌اند (۱۲، ۱۳). از طرف دیگر زمان اعمال نیرو به دامنه حرکتی مفاصل بستگی دارد. افزایش میزان نیروی عضلانی و دامنه حرکتی مفاصل می‌تواند باعث افزایش ضربه افقی و در نتیجه سرعت استارت را افزایش دهد (۱۱، ۱۲).

سفتی مفصل، یک متغیر بیومکانیکی است که به نسبت نیروی عضلانی و دامنه حرکتی مفاصل بستگی دارد (۱۱). در بسیاری از مهارت‌های ورزشی مثل دویدن و پرش، سفتی اندام تحتانی با

$$F_t t = m(v_f) \quad (2)$$

$$F_t = \text{برآیند نیروهای اعمال شده به تخته (N)}$$

$$m = \text{جرم بدن (kg)}$$

$$T = \text{زمان اعمال نیرو (s)}$$

$$v_f = \text{سرعت آزمودنی در لحظه جدا شدن از تخته (m/s)}$$

سفتی مفاصل با استفاده از زاویه نسبی مفاصل و تغییرات آن در طی استارت و گشتاور عضلات دو مفصل زانو و مچ پا محاسبه گردید. گشتاور نیروی عضلات با استفاده از روش دینامیک معکوس محاسبه و سفتی مفاصل از نسبت گشتاور مفصل به جابجایی زاویه ای مفصل و با استفاده از رابطه ۳ به دست آمد (۵).

$$K_{\text{joint}} = \frac{M_j}{\theta_j} \quad (3)$$

$$K_{\text{joint}} = \text{سفتی مفصل (Nm/kg/deg)}$$

$$M_j = \text{گشتاور عضلات (Nm/kg)}$$

$$\theta_j = \text{جابجایی زاویه ای مفصل (deg)}$$

سفتی پا از دو متغیر تغییرات طول پا در حین اجرای مهارت (طول پا برابر است با فاصله بین دو مارکر برجستگی بزرگ استخوان ران و قوزک خارجی) و حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین از طریق رابطه ۴ محاسبه شد (شکل ۱).

$$k_{\text{leg}} = \frac{F(t)}{\Delta X(t)} \quad (4)$$

$$k_{\text{leg}} = \text{سفتی پا (BW/L)}$$

$$F_{\text{max}} = \text{مؤلفه عمودی حداکثر نیروی عکس العمل زمین (N)}$$

$$\Delta X = \text{تغییرات طول پا (m)}$$

تغییرات طول اندام با استفاده از رابطه های ۵، ۶ و ۷ به دست آمد. سفتی پا به وزن و قد افراد هنجار شد.

$$\Delta X = X_{2\text{vertical}} - X_{1\text{vertical}} \quad (5)$$

$$X_{1\text{vertical}}: \text{مؤلفه عمودی طول پا در لحظه اعمال اوج نیرو}$$

$$X_{2\text{vertical}}: \text{مؤلفه عمودی طول پا در لحظه آماده باش}$$

که این مؤلفه ها به صورت زیر به دست می آیند:

$$X_1 = L_1^2 + L_2^2 - 2 \times L_1 L_2 \times \cos \theta_1 \quad (6)$$

$$X_{1(\text{vertical})} = X_1 \sin \alpha_1 \quad (7)$$

آنالیز واریانس یکطرفه با اندازه گیری مکرر برای آزمون فرضیه اثر تغییر سرعت استارت به هر یک از متغیرهای وابسته استفاده شد. برای تعیین تفاوت شاخص ها بین گروه ها آزمون تعقیبی LSD استفاده شد. مقدار معناداری آماری در سطح $p < 0.05$ تعیین شد.

گونه عمل جراحی در مفاصل پایین تنه در طی ۱۲ ماه گذشته. در واقع این آزمودنیها سابقه هیچ ناهنجاری و آسیبی در اندام تحتانی در طی ۱۲ ماه گذشته نداشته و در زمان آزمون سالم بودند. برای جمع آوری داده های کینماتیک و کینماتیک مورد نیاز در این پژوهش از یک دوربین (SIMI; 200Hz)، یک تخته نیروسنج (Kistler; 1000Hz) و ۴ نشانگر استفاده شد. نشانگرها بر روی برجستگی های پنجمین مفصل کف پای- انگشتی، قوزک خارجی، اپی کندیل خارجی استخوان ران و برجستگی بزرگ ران قرار داده شدند (۵). دوربین به فاصله ۳ متر در کنار تخته نیروسنج قرار گرفته و چون حرکت استارت در صفحه ساجیتال انجام می شود، لذا محور بصری دوربین عمود بر این صفحه بود. از آنجا که این تحقیق در پی بررسی سفتی پای خلفی است، لذا تخته استارت عقب، بر روی تخته نیروسنج چسبانده شده و تخته استارت جلو در خارج از تخته نیروسنج قرار داشت و هر دو کاملاً ثابت شدند. لازم به ذکر است که زاویه تخته استارت ۴۵ درجه بود (۱۲).

هر آزمودنی بعد از گرم کردن در سه آزمون شرکت داده شد؛ به گونه ای که یک استارت با تکنیک ثابت (استارت متوسط) با سه سرعت ۱۰۰ درصد، ۷۰-۶۰ درصد و ۵۰-۴۰ درصد حداکثر سرعت آزمودنی در لحظه جدا شدن از تخته استارت انجام شد. در طی اجرای آزمون برای کنترل سرعت جدا شدن آزمودنی ها، از نیروی اعمال شده به تخته استفاده شد. آزمون ها در سه کوشش با تکنیک درست و سرعت مورد نظر با فاصله استراحتی ۳ دقیقه بین هر تکرار و ۵ دقیقه بین هر آزمون انجام شد و داده های بهترین اجرای آزمودنی ها از نظر تکنیک و رکورد برای محاسبه متغیرها در نظر گرفته شد. داده های کینماتیک و کینماتیک با استفاده از تکنیک باترورث درجه ۴ به ترتیب با فرکانس برشی ۲۰ و ۸ فیلتر شدند (۲۱). برای محاسبه سرعت آزمودنی در لحظه جدا شدن پای عقب از تخته، ابتدا برآیند نیروهای افقی و عمودی با استفاده از قضیه فیثاغورث (رابطه ۱) محاسبه شد (۹).

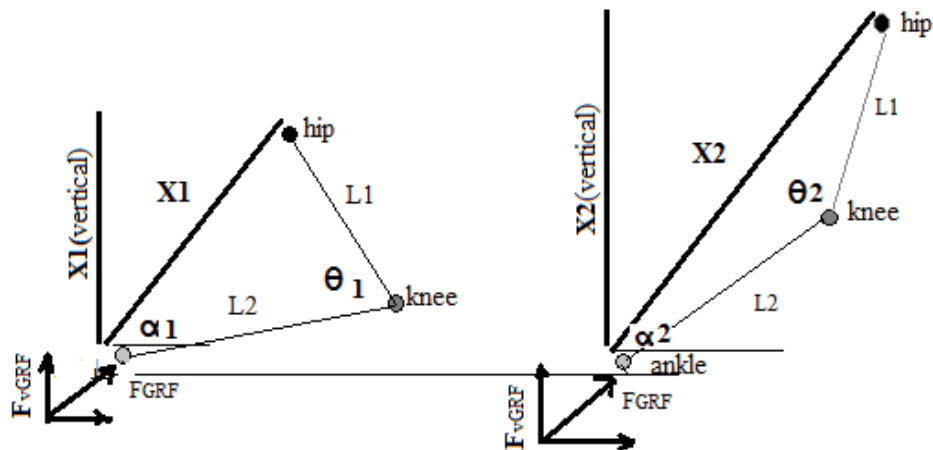
$$F_t = \sqrt{F_v^2 + F_h^2} \quad (1)$$

$$F_t = \text{برآیند نیروهای اعمال شده به تخته (N)}$$

$$F_v = \text{نیروی عمودی عکس العمل وارد بر تخته (N)}$$

$$F_h = \text{نیروی افقی عکس العمل وارد بر تخته (N)}$$

سپس سرعت جدا شدن، بر اساس رابطه ضربه و اندازه حرکت خطی از رابطه ۲ محاسبه شد.



شکل ۱. مدل محاسبه سفتی پا در استارت دوی سرعت

نتایج

با سرعت متوسط ($p=0/001$) و همچنین در مقایسه با استارت با سرعت حداکثر نیز ($p=0/000$) معنادار است، از طرف دیگر تفاوت مقدار سفتی پا بین استارت با سرعت متوسط و استارت با سرعت حداکثر هم معنی دار است ($p=0/019$). میانگین سفتی پا در استارت با سرعت حداکثر ۲۵/۱۱ درصد از میانگین سفتی پا در استارت با سرعت متوسط و ۵۳/۶۷ درصد از میانگین سفتی پا در استارت با سرعت حداکثر بیشتر بود. از طرفی دیگر سفتی پا در استارت متوسط ۳۸/۱۴ درصد بیشتر از سفتی پا در استارت با سرعت کم بود.

مقادیر مربوط سفتی پا و مفاصل زانو و مچ پا در سرعت‌های مختلف استارت در جدول ۱ نشان داده شده است. نتایج آماری نشان داد که با تغییر سرعت استارت، سفتی اندام تحتانی تغییر می‌کند (شکل ۱). سفتی پا در سرعت حداقل کمترین مقدار و در سرعت حداکثر بیشترین مقدار را داشت. نتایج آزمون تعقیبی نشان می‌دهد که تغییرات مقدار سفتی پا در استارت با سرعت حداقل در مقایسه با استارت

جدول ۱

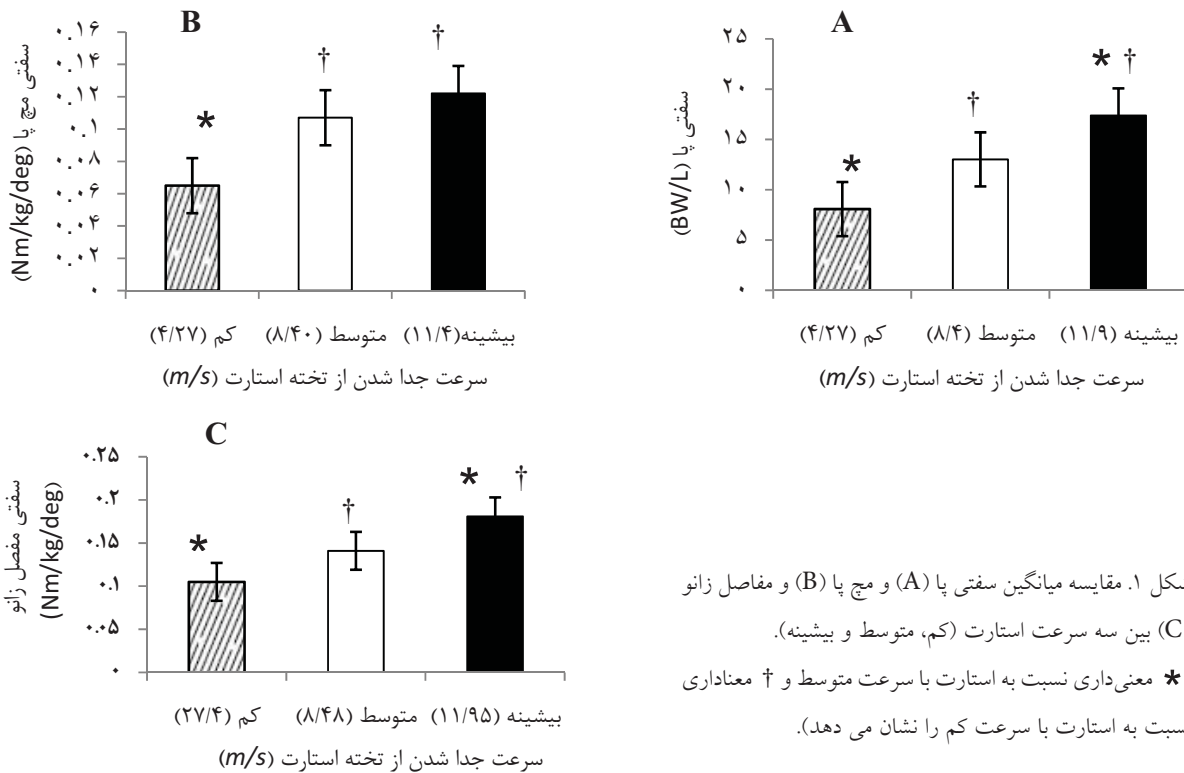
مقادیر سفتی پا و مفاصل اندام تحتانی در سرعت‌های مختلف استارت دوی سرعت.

سرعت استارت	میانگین سرعت	میانگین سفتی پا	میانگین سفتی مچ پا	میانگین سفتی زانو
حداقل سرعت	۴/۲۷	۸/۰۵۸	۰/۰۶۵	۰/۱۰۵
سرعت متوسط	۸/۴۰۶	۱۳/۰۲۹	۰/۱۰۷	۰/۱۴۳
حداکثر سرعت	۱۱/۹۵	۱۷/۴	۰/۱۲۲	۰/۱۸۱

واحد مقادیر سرعت: (m/s)، سفتی پا: (BW/L)، سفتی مچ پا: (Nm/kg/deg)، سفتی زانو: (Nm/kg/deg) می‌باشد.

علاوه بر این، همان طور که در نمودار ۱ نشان داده شده، میزان سفتی مفصل مچ پا در استارت با سرعت کم تفاوت معنی‌داری با سرعت متوسط ($p<0/001$) و استارت با سرعت حداکثر داشت ($p<0/001$). ولی در میزان سفتی مفصل مچ پا بین دو استارت با سرعت متوسط و حداکثر تفاوت معنی‌داری وجود نداشت ($p=0/085$). علاوه بر آن آزمون تعقیبی LSD گزارش می‌دهد که مقدار سفتی مفصل مچ پا در استارت با سرعت حداکثر ۶۷/۵ درصد بیشتر از سفتی مچ پا در استارت با سرعت کم و ۱۲/۲۵ درصد بیشتر از مقدار سفتی مچ پا

در استارت با سرعت متوسط بود. همچنین مقدار سفتی مچ پا در استارت با سرعت متوسط ۳۹/۰۳ درصد بیشتر از مقدار سفتی مچ پا در استارت با سرعت کم بود. مقدار سفتی مفصل زانو بین دو استارت با سرعت متوسط و کم ($p<0/001$) و بین دو استارت با سرعت کم و حداکثر ($p<0/001$) تفاوت معنی‌داری وجود داشت. همچنین تفاوت معنی‌داری بین سفتی زانو در دو استارت با سرعت متوسط و حداکثر هم مشاهده شد ($p=0/006$). این نتایج نشان داد که سفتی مفصل زانو در استارت



شکل ۱. مقایسه میانگین سفتی پا (A) و مچ پا (B) و مفاصل زانو (C) بین سه سرعت استارت (کم، متوسط و بیشینه). (* معنی داری نسبت به استارت با سرعت متوسط و † معناداری نسبت به استارت با سرعت کم را نشان می دهد).

بودن روش محاسبه سفتی، تفاوت قابل توجهی با مقادیر بدست آمده از تحقیقات گذشته نداشت. از طرف دیگر Yvonne و همکاران دامنه سفتی پا در دویدن با سرعت های مختلف را بین BW/L $14/8 \pm 3$ و $28/5 \pm 3/4$ گزارش کردند (۲۵) که میانگین سفتی پا به دست آمده در این پژوهش نیز تقریباً در این دامنه قرار داشت. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که با افزایش سرعت استارت سفتی پا و مفصل زانو نیز افزایش یافت. بین مطالعات انجام شده در زمینه اثر سرعت اجرای مهارت بر سفتی پا اختلاف نظر وجود دارد. Seyfarth و همکاران نشان دادند که با افزایش سرعت دویدن سفتی پا افزایش می یابد (۱۹). در حالی که Avogadro و همکاران گزارش کردند که سفتی پا نه تنها با افزایش سرعت دویدن افزایش نمی یابد، بلکه کاهش هم می یابد (۱۳). البته این رابطه به نوع مهارت هم بستگی دارد. برای مثال در فرود آمدن با افزایش سرعت اجرای مهارت سفتی پا هم افزایش می یابد. علت اختلافات موجود در نتایج تحقیقات قبلی نحوه محاسبه تغییر طول پا و سرعت مورد مطالعه و ماهیت مهارت ذکر شده است (۱۶). طبق تحقیقات گذشته عوامل بسیاری وجود دارد که در مهارت های

با سرعت حداکثر $1/90$ درصد بیشتر از مقدار آن در استارت با سرعت کم و $33/14$ درصد بیشتر از سفتی زانو در استارت با سرعت متوسط می باشد. میانگین سفتی زانو در استارت متوسط $25/51$ درصد بیشتر از استارت با سرعت کم بود (شکل ۱). هدف از این پژوهش بررسی اثر تغییر سرعت استارت دوی ۱۰۰ متر بر سفتی پا و مفاصل زانو و مچ پا بود. تا آنجا که محققان بررسی کرده اند، تاکنون تحقیقی سفتی پایین تنه را در سرعت های مختلف استارت دوی سرعت مطالعه نکرده است. لذا پژوهش حاضر اولین تحقیقی است که سفتی اندام تحتانی را در مرحله جدا شدن از تخته مورد اندازه گیری قرار داده است و همچنین تنها پژوهشی است که با هدف بررسی اثر تغییر سرعت استارت بر سفتی اندام تحتانی اجرا شد. تحقیقات گذشته اثر تغییرات سرعت را بر سفتی اندام تحتانی در دیگر مهارت ها مطالعه نمودند (۲۲، ۱۵). نتایج این تحقیقات نشان دادند که میانگین سفتی مچ پا در دوی سرعت Nm/deg $7/38 \pm 1/08$ (معادل $0/07 Nm/kg/deg$) و میانگین سفتی مفصل زانو در دویدن تقریباً برابر با $0/18 Nm/kg/deg$ بود (۲۴، ۲۳). میانگین سفتی مفاصل اندام تحتانی در این پژوهش به دلیل یکسان

۴۹/۸ درصد بیشتر از استارت با سرعت حداقل بود. از طرف دیگر در استارت با سرعت حداکثر چون سرعت جدا شدن از تخته زیاد بوده و در نتیجه زمان تماس و جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل هم کمتر است لذا علاوه بر گشتاور عضلات، زمان تماس و جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل هم می‌تواند نقش مهمی در افزایش سفتی مفصل زانو داشته باشد. در مورد میچ‌پا، نتایج این پژوهش نشان داد که با افزایش سرعت استارت از متوسط به حداکثر سفتی میچ‌پا تقریباً ثابت مانده و از استارت با سرعت کم تا متوسط میزان سفتی میچ‌پا افزایش می‌یابد. علت افزایش سفتی میچ‌پا هم مانند مفصل زانو در زمان تماس و جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل است. از آنجا که در استارت با سرعت کم زمان تماس و در نتیجه جابه‌جایی زاویه‌ای میچ‌پا بیشتر و سرعت جدا شدن از تخته در آن کمتر از استارت با سرعت متوسط بوده، لذا سفتی مفصل میچ‌پا در استارت با سرعت حداقل نیز کمتر از استارت با سرعت متوسط است، اما سفتی میچ‌پا از استارت با سرعت متوسط تا حداکثر تغییر چندانی نمی‌کند، زیرا بین این دو استارت تفاوتی در جابه‌جایی زاویه‌ای و گشتاور عضلانی وجود نداشت.

نتیجه‌گیری نهایی

با افزایش سرعت استارت، سفتی پا و زانو هم افزایش می‌یابد؛ به گونه‌ای که افزایش سه برابری سرعت جدا شدن از تخته باعث افزایش ۱/۵ برابری سفتی پا و زانو شد. این یافته‌ها نشان می‌دهد که در شتاب‌گیری دوندۀ در لحظه جدا شدن از تخته استارت، میزان افزایش سفتی اندام تحتانی ممکن است یک عامل تعیین‌کننده در شتاب‌گیری دوندۀ باشد. پیشنهاد می‌شود که این عامل نیز در طراحی برنامه‌های تمرینی به منظور بهبود اجرای مهارت و همچنین در تحلیل حرکت مربوط به سرعت جدا شدن از تخته استارت برای افزایش سرعت ورزشکار مورد توجه قرار گیرد.

مختلف با سفتی پا در ارتباط بوده و می‌تواند بر آن تأثیرگذار باشد. مهم‌ترین این عوامل عبارتند از: زمان تماس یا زمان اعمال نیرو، تغییر طول پا و میزان نیروی عکس‌العمل زمین (۲۶، ۱۶، ۱۵). تحقیقات گذشته نشان دادند که سفتی پا با زمان تماس رابطه معکوس دارد. Morin گزارش کرد که نسبت زمان تماس با سفتی پا در دویدن ۲/۵:۱ است. در واقع با افزایش یک ثانیه زمان تماس سفتی پا حدود ۲/۵ برابر افزایش می‌یابد. در نتیجه با افزایش تواتر گام‌برداری به دلیل کاهش زمان تماس سفتی پا حدود ۶۵ درصد افزایش می‌یابد (۲۶). اما این قضیه ممکن است در همه مهارت‌ها صدق نکند. برای مثال، Laffaye و همکاران نشان دادند که در پرش با یک پا با افزایش زمان تماس، سفتی پا هم افزایش می‌یابد (۲۷). در پژوهش حاضر زمان تماس در استارت با سرعت حداکثر ۲۱/۴ درصد از استارت با سرعت متوسط و ۲۹/۸ درصد از استارت با سرعت حداقل کمتر است. زیرا سرعت جدا شدن از تخته در استارت با سرعت حداکثر بیشتر از دو استارت دیگر بود. از طرف دیگر به دلیل کاهش زمان تماس و افزایش سرعت جدا شدن از تخته چون میزان جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل هم کاهش یافته در نتیجه تغییر طول پا کمتر است. نتایج این پژوهش نشان داد که تغییر طول پا بین سه سرعت تفاوت قابل توجهی با هم ندارد. یکی دیگر از عوامل مهم در سفتی پا، مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین است که با افزایش سرعت استارت افزایش می‌یابد؛ به گونه‌ای که مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در استارت با سرعت حداکثر ۴۰ درصد بیشتر از نیروی عکس‌العمل در استارت با سرعت متوسط و ۵۳/۲ درصد بیشتر از استارت با سرعت کم است، که علت این تفاوت ممکن است به دلیل افزایش اندازه حرکت زاویه‌ای پاها و دست‌ها در لحظه جدا شدن از تخته استارت باشد. از آنجا که تغییر طول پا بین سه سرعت تفاوت معنی‌داری با هم نداشتند، ولی در نیروی عکس‌العمل وارد بر تخته بین سه سرعت تفاوت معنی‌داری وجود داشت، در نتیجه می‌توان گفت که افزایش سفتی پا بین این سه سرعت ممکن است در نتیجه افزایش نیروی عکس‌العمل زمین باشد.

علاوه بر آن نتایج تحقیق حاضر نشان داد که با افزایش سرعت استارت، سفتی مفصل زانو هم افزایش یافت. به نظر می‌رسد که افزایش آن به دلیل بالا بودن گشتاور عضلات در مقابل جابه‌جایی زاویه‌ای کم این مفصل باشد. گشتاور عضلات مفصل در استارت با سرعت حداکثر ۳۳/۳ درصد بیشتر از استارت با سرعت متوسط و

References

- Mohaddes F, Bayat M, Shanazimaghdam M. Measurement and analysis of biomechanical force, work and power in gait sprint runner. *Olympic* 1378;7(14):76-92.
- Richmond J. Newtonian Model of an Elite Sprinter: How Much Force do Athletes Need to Produce Each Step to be World Class. *Fitness First Randwick Australianey*; 2010.
- Summers RL. Physiology and Biophysics of the 100-m sprint. *News In Physiol Scin* 1997;12(3):131-146.
- Majumdar AS, Robergs RA. The Science of Speed: Determinants of Performance in the 100 m Sprint. *J Sports Sci Cooch* 2011;6:479-493.
- Charalambous LG, Bezodis IN, Kerwin D. Lower Limb Joint Kinetics and Ankle Joint Stiffness in the Sprint Start Push-off. *J Sport Sci* 2012;30:1-9.
- Čoh M, Tomažin K, Štuhec S. The Biomechanical Model of the Sprint Start and Block Acceleration. *J Phys Educ Sport* 2006;4:103-114.
- Delalila A. Spring Patterns in Young Initiating from Two Different type of Starts. Graduate School Appalachian State University. 2011.
- Fortier S, Basset FA, Mbourou GA, Favérial J. Starting Block Performance in Sprinters: A Static Method for Identifying Discriminative Parameters of the Performance and an Analysis of the effect of Providing Feedback Over a 6-Week Period. *J Sports Sci Med* 2005;4:134-143
- Mero A, Kuitunen S, Harland M, Kyrol H. Effects of Muscle – Tendon Length on Joint Moment and Power During Sprint Starts. *J Sports Sci* 2006;24:165-173.
- Duthie GM, Pyne DB, Ross AA, Lrvingstone SG. The Reliability of Ten-Meter SprintTime Using Different Starting Techniques. *J Strength Cond Res* 2006;20:246-251.
- Shinohara Y, Maeda M. Relation Between Block Spacing and Forces Applied to Starting Blocks by a Sprinter. *J Procedia Engin* 2011;13:154-160.
- Bezodis NE. Biomechanical investigations of sprint start technique and performance. Thesis (Doctor of Philosophy (PhD)). University of Bath; 2009.
- Avogadro P, Kyrolainen H, Belli A. Influence of mechanical and metabolic strain on the oxygen consumption slow component during forward pulled running. *Eur J Appl Physiol* 2004;93
- Mohebbi H, Hosseini A, Afsharnejad T, Neiazi M. The relationship between the Strength and length of the lower limb and step frequency and average speed in sprinting. *Olympic* 1385;2:43-51
- Brughelli M, Cronin J. Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffness. *J Sports Med* 2008;38:647-657.
- Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 1999;32:267-273.
- Morin J, Dalleau G, Kyrolainen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech* 2005;21:167-180.
- Arampatzis A, Bruggemann G, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 1999;32:1349-1353.
- Seyfarth A, Geyer H, Gunther M, Blickhan RA. A Movement Criterion for Running. *J Biomech* 2002;35:649-655.
- Gagnon MA. Kinetic Analysis of the Kneeling and the Standing Starts of Female Sprinters of Different Ability. In E Asmusen, And K. Jorgensen; 1978.
- Stefanyshyn D, Nigg B. Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *J Appl Biomech* 1998;14:292-299.
- Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor C. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991;71:2127-2132.
- Gunther M, Blickhan R. Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *J Biomech* 2002; 35:1459-1474.
- Hobara H, Kimura K, Omuro K, Gomi K, Muraoka T, Sakamoto M, Kanosue K. Differences in lower extremity stiffness between endurance trained athletes and untrained subjects. *J Sci Med Sport* 2010;13:106-111
- Yvonne B, Susanne W, Seyfarth A. Effective leg stiffness in running. *J Biomech* 2009;42:2400-2405.
- Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech* 2007;40:3341-3348
- Laffaye G, Bardy B, Durey A. Leg stiffness and expertise in men jumping. *J Med Sci Sport Exerc* 2005;37:536-543.

The Effect of Sprint Start Speed on Lower-limb Stiffness in Sprint Runners

Mansour Eslami^{1*},
Effat Hoseinzadeh¹,
Alireza Safaei Kenari¹

1. Department of Physical
Education and Sport Sciences,
Mazandaran University, Sari,
Iran.

Abstract

Received: Nov. 08, 2014 Accepted: Jan. 16, 2015

Objective: Lower extremity stiffness is associated with variables such as the frequency and length of running steps, the amount of muscle force and power production. Previous studies showed contradictory findings regarding the relationship between lower extremities joints stiffness and start velocity. Sprint start can be highly affected by two key components of lower limb stiffness, namely, force and time. However, no research has yet investigated the effect of start velocity changes on lower-limb stiffness during sprint start. To test the effect of velocity changes on lower-limb stiffness during sprint start.

Method: 15 male members of track and field were selected for this study. Leg stiffness was calculated dividing peak ground reaction force by the leg length. Joint stiffness was also estimated dividing the muscle moment of force by joint angular displacement. Subjects performed a start with three different speeds.

Results: From low to high start velocity, means of leg stiffness, knee stiffness and ankle stiffness increased by 67.53%, 41.9% and 39.03% respectively.

Conclusion: The findings show that lower-limb stiffness could be a key factor in changing runners' acceleration during sprint start.

Key words: Sprint start, Velocity, Lower-limb stiffness.

* Corresponding author:
Department of Physical Education and
Sport Sciences, Mazandaran University,
Sari, Iran
Tel: 09111124005
Email: mseslami@gmail.com

آقای علیرضا صفایی کناری متولد ۱۳۳۴، عضو هیئت علمی دانشگاه مازندران با مرتبه مربی، در بخش‌های مدیریت تربیت بدنی دانشگاه مازندران، معاونت اداری و مالی دانشکده تربیت بدنی این دانشگاه انجام وظیفه کرده است. مقالات متعددی به همراه همکاران خود در مجلات معتبر علمی به چاپ رسانده‌اند و مشارکت در اجرای طرح‌های پژوهشی مختلف استانی و دانشگاهی را در سابقه فعالیت‌های پژوهشی خود دارند.



آقای دکتر منصور اسلامی، مدرک دکتری تخصصی خود را در سال ۱۳۸۶ از دانشگاه مونترال کانادا اخذ نمود. ایشان در حال حاضر با مرتبه دانشیاری عضو هیئت علمی گروه بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران می‌باشد. ایشان تا



کنون تعداد ۲۰ مقاله تخصصی در حوزه بیومکانیک ورزشی در مجلات معتبر داخلی و خارجی منتشر نموده‌اند. زمینه پژوهش‌های مورد علاقه ایشان بیومکانیک ورزشی، آسیب‌های اندام تحتانی و بیومکانیک کفش می‌باشد. لازم به ذکر است ایشان انتشار سه جلد کتاب تألیفی و ترجمه‌ای را نیز در کارنامه خود دارند.

خانم عفت حسین‌زاده فارغ‌التحصیل کارشناسی ارشد از دانشگاه مازندران در سال ۱۳۹۱ و دانشجوی دکتری رشته بیومکانیک ورزشی در دانشگاه مازندران می‌باشند. ایشان دارای ۴ مقاله علمی پژوهشی در زمینه بیومکانیک ورزشی و بیومکانیک بالینی، ۳ مقاله ارائه شده در همایش‌های داخلی و دانشجوی استعداد درخشان در همه مقاطع تحصیلی (کارشناسی و کارشناسی ارشد و دکتری) می‌باشد.

