مطالعات طب ورزشی شماره ۱۳، بهار و تابستان ۱۳۹۲، صص ۱۳۶-۱۲۳

تأثیر تغییر تکنیک استارت دو سرعت بر سختی اندام تحتانی در دونده‌های سرعت

منصور اسلامی[۱]، عفت حسین‌زاده[۲]

تاریخ دریافت: ۹۱/۱۱/۰۳ تاریخ پذیرش: ۹۱/۱۲/۱۲

چکیده

در تکنیک‌های مختلف استارت دامنهٔ حرکتی مفصل و بازوی اهرم عضله تغییر می‌کند که این عوامل ممکن است در میزان سختی پا و مفاصل تأثیرگذار باشند. هدف این پژوهش بررسی اثر سه تکنیک بلند، متوسط و کوتاه در استارت دو سرعت بر سختی اندام تحتانی بود. ۱۵ مرد ورزشکار عضو تیم دوومیدانی دانشگاه (میانگین سن۳±۲۴ سال، میانگین قد ۱۰/۵±۱۷۰ سانتی‌متر و میانگین جرم ۷/۵±۷۵ کیلوگرم) انتخاب شدند. موقعیت مکانی نشانگرها و نیروهای عکس‌العمل زمین، به‌ترتیب، با استفاده از دوربین با سرعت تصویربرداری ۲۰۰ هرتز و صفحهٔ نیروسنج جمع‌آوری شدند. سختی پا با محاسبهٔ نسبت حداکثر نیروی عمودی عکس-العمل زمین به تغییرات طول پا در حین اجرای مهارت بر اساس مدل جرم - فنر خطی و سختی مفاصل زانو و مچ پا با محاسبهٔ نسبت گشتاور عضلات به جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل به-دست آمد. نتایج نشان می‌دهد بین میانگین سختی در هر سه تکنیک تفاوت معنی‌دار وجود دارد (p=۰/۰۰۱). میانگین سختی پا در استارت بلند حدود ۱۶/۸٪ از استارت متوسط و ۴۸٪ از استارت کوتاه بیشتر بود. همچنین سختی مچ پا و زانو در استارت بلند، در مقایسه با استارت متوسط و استارت کوتاه، افزایشی معنی‌دار داشت. نتیجه‌گیری کلی این است که تغییر تکنیک استارت دو سرعت از بلند به کوتاه بر سختی اندام تحتانی اثر دارد؛ بنابراین ممکن است سختی پا و مفاصل عوامل تأثیرگذار در رکورد دو سرعت در اثر تغییر تکنیک استارت باشد که باید در طراحی برنامه‌های تمرینی به آن‌ها توجه قرار گیرد.

واژگان کلیدی: استارت، دو سرعت، سختی اندام تحتانی.

۱. استادیار دانشگاه مازندران (نویسنده مسئول) Email: mseslami@yahoo.com
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران

مقدمه

دو سرعت در بسیاری از رشته‌های ورزشی مهارتی پایه و جزء اصلی برخی برنامه‌های تمرینی محسوب می‌شود. مهم‌ترین و پرکاربردترین نوع دو سرعت دو ۱۰۰ متر است. دو ۱۰۰ متر از کوتاه‌ترین مسابقات در رشتهٔ دو و میدانی است که خارج از سالن برگزار می‌شود و در واقع، جزءکانونی مسابقات دوومیدانی است (۲۳،۲۰). از طرف دیگر، دو ۱۰۰ متر نماینده‌ای برای همهٔ دوهای سرعت در رشته‌های مختلف مثل فوتبال محسوب می شود (۱۸)؛ بنابراین می توان عوامل مؤثر بر بهبود رکورد اجرای دو ۱۰۰ متر را به دیگر رشته‌های سرعتی تعمیم داد. محققان برای بررسی عوامل مؤثر بر رکورد اجرای دو ۱۰۰ متر آن را به چند فاز تقسیم کرده‌اند که عبارت‌اند از: فاز آماده باش؛ فاز استارت یا جدا شدن از تختهٔ استارت؛ فاز افزایش شتاب؛ فاز دست‌یابی به سرعت بیشینه. فاز استارت و فاز شتاب‌گیری در رکورد دو ۱۰۰ متر بسیار حائز اهمیت است به‌طوری که بسیاری از محققان به بررسی این دو فاز، به‌ویژه فاز استارت پرداخته اند (۷، ۶).

استارت دو سرعت[1] (فاصلهٔ زمانی بین شروع اعمال محرک و جدا شدن هر دو پا از تختهٔ استارت) از مهارت‌های کلیدی در بسیاری از رشته‌های دو و میدانی است؛ زیرا سرعت و شتاب دونده در استارت دو سرعت عاملی مهم در شتاب و سرعت دونده در کل مسیر است (۸). محققان تکنیک‌های مختلفی از قبیل استارت ایستاده[2]، استارت نیم‌خیز[3]، استارت سه نقطه[4] و در نهایت استارت کروچ[5] (استارتی که ورزشکار در زمان استارت در حالت نشسته است و هر دو دست و پای ورزشکار در تماس با زمین است) را برای استارت دو سرعت معرفی کردند (۸). وقتی ورزشکاران نخبه از استارت کروچ استفاده می‌کنند زمان کل دو سرعت ۵۰ متر حدود ۰/۰۳ ثانیه کاهش یافته است (۱۳). در واقع این استارت یکی از پرکاربردترین انواع استارت است؛ زیرا در مقایسه با دیگر تکنیک های استارت باعث افزایش سرعت مرکز ثقل بدن و کاهش زمان حرکت می‌شود (۸). محققان استارت کروچ را براساس فاصلهٔ بین پای جلو و پای عقب به سه نوع تقسیم کرده‌اند: استارت کوتاه (کمتر از ۳۰ سانتی‌متر)؛ استارت متوسط (۳۰- ۵۰ سانتی‌متر)؛ استارت بلند (بیشتر از ۵۰ سانتی‌متر) و به این نتیجه رسیدند که با افزایش فاصلهٔ بین دو پا سرعت جدا شدن از تخته افزایش می‌یابد و بهترین فاصله برای استارت ۲۶ سانتی‌متر

1. sprint start
2. standing start
3. falling position
4. point start
5. crouch

است (۲۱، ۴).

تحقیقات نشان می دهند عوامل متعددی در سرعت جدا شدن از تخته مؤثر است. بر اساس رابطهٔ ضربه و اندازهٔ حرکت، سرعت جدا شدن از تخته به ضربهٔ افقی و جرم ورزشکار بستگی دارد. افزایش ضربهٔ اعمال شده به تخته، به‌ویژه تختهٔ خلفی باعث افزایش سرعت جدا شدن از تخته می شود. ضربهٔ افقی تحت تأثیر دو عامل نیروی اعمال شده به تخته و زمان اعمال آن نیرو قرار دارد (۳). نیروی اعمال شده به تخته به قدرت عضلانی و اجرای تکنیک صحیح بستگی دارد. از طرف دیگر، زمان اعمال نیرو به دامنهٔ حرکتی مفاصل بستگی دارد. افزایش میزان نیروی عضلانی و دامنهٔ حرکتی مفاصل می تواند باعث افزایش ضربهٔ افقی شود و در نتیجه، سرعت استارت را افزایش دهد (۲۱، ۳).

نیروی عضلانی و دامنهٔ حرکتی مفاصل از عوامل کلیدی در سختی اندام محسوب می‌شوند. سختی، متغیری بیومکانیکی است که به نسبت نیروی عضلانی و دامنهٔ حرکتی مفاصل بستگی دارد. در بسیاری از مهارت‌های ورزشی مثل دویدن و پرش، سختی اندام تحتانی با بسیاری از متغیر های سینماتیک از قبیل سرعت اجرای مهارت، زمان تماس با زمین، تعداد و طول گام در دویدن، ارتفاع و تواتر[1] فرود، ذخیره و آزادسازی انرژی ارتجاعی، میزان نیرو، توان تولیدی عضلات و حتی اقتصاد دویدن[2] (میزان اکسیژن مصرفی فرد) ارتباط دارد. در این پژوهش سختی پا نسبت حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین به حداکثر فشردگی (تغییر طول پا) در لحظهٔ جدا شدن از تخته و سختی مفاصل، نسبت گشتاور عضلانی به جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل تعریف می شود (۲۲، ۱).

در تکنیک‌های مختلف استارت، دامنهٔ حرکتی مفاصل و همچنین بازوی اهرم عضله تغییر می-کند که این عوامل می‌توانند در میزان سختی تأثیرگذار باشند. تغییر تکنیک استارت در دو ۱۰۰ متر ممکن است با ایجاد تغییر در عوامل دخیل در سختی پایین‌تنه روی سرعت جدا شدن از تخته استارت تأثیر گذار باشد که این مسئله در تحقیقات گذشته بررسی نشده است. هدف این پژوهش بررسی اثر سه نوع تکنیک مختلف بلند، متوسط و کوتاه در استارت دو سرعت بر سختی اندام تحتانی است.

روش‌شناسی پژوهش

۱۵ مرد ورزشکار عضو تیم دو و میدانی دانشگاه (میانگین سنی ۳ ع ۲۴ سال، میانگین قد

1. Frequency hopping
2. running economy

۱۰/۵ ع ۱۷۰ سانتی‌متر و میانگین جرم ۷/۵ ع ۷۵ کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. شرایط آزمودنی ها برای شرکت در این تحقیق داشتن سه سال سابقهٔ شرکت در مسابقات دو و میدانی، کسب یک مدال در مسابقات المپیاد دانشجویی، نداشتن هیچ آسیبی در اندام تحتانی از قبیل آسیب رباط‌ها، به‌خصوص صلیبی قدامی، استئوآرتریت، اسپرین مفاصل اندام تحتانی، آسیب های عضلانی و تاندونی از قبیل استرین و پارگی عضلانی و تاندونی، آسیب‌های استخوانی از قبیل شکستگی و استرس فراکچر، نداشتن سابقهٔ هر گونه عمل جراحی در مفاصل پایین‌تنه طی ۱۲ ماه گذشته بود.

برای شناسایی موقعیت مکانی چهار نشانگر و نیروهای عکس‌العمل زمین به‌ترتیب از یک دوربین (۲۰۰ Hz; MIM) و یک تختهٔ نیرو سنج (۱۰۰۰ Hz; Kistler) استفاده شد. نشانگرها روی برجستگی‌های پنجمین مفصل کف پایی - انگشتی، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران (پهن‌ترین نقطه روی انتهای تحتانی درقسمت خارجی استخوان ران) که در انتهای دیستال آن قرار دارد و برجستگی بزرگ رانی قرار داده شدند. از آنجا که در این تحقیق سختی مفاصل پای خلفی در لحظهٔ استارت بررسی شده است، تختهٔ استارت عقب با استفاده از چسب دو طرفه روی تختهٔ نیروسنج چسبانده و ثابت نگه داشته شد. تختهٔ استارت جلو خارج از تختهٔ نیروسنج قرار گرفت به‌گونه‌ای که فاصلهٔ تخته‌های استارت در تکنیک‌های مختلف توسط این تختهٔ متحرک تنظیم شد.

هر یک از آزمودنی‌ها بعد از گرم کردن در سه آزمون شرکت کردند. در هر آزمون یکی از تکنیک‌ها (کوتاه ، بلند و متوسط) با سرعت بیشینه اجرا می‌شد. آزمون ها در سه کوشش با تکنیک درست با فاصلهٔ استراحتی سه دقیقه بین هر تکرار و پنج دقیقه بین هر آزمون انجام شد و داده‌های بهترین اجرای آزمودنی‌ها، هم از نظر تکنیک و هم رکورد، برای محاسبهٔ متغیرها در نظر گرفته شد. داده‌های سینماتیک و سینیتیک با استفاده از تکنیک باتروورث درجه چهار به‌ترتیب با فرکانس برشی ۲۰ و ۸ فیلتر شدند (۲۲). سختی مفاصل، با استفاده از زاویهٔ نسبی مفاصل و تغییرات آن طی استارت و گشتاور عضلات دو مفصل زانو و مچ پا محاسبه شد. گشتاور نیروی عضلات با استفاده از روش دینامیک معکوس و سختی، با استفاده از فرمول ۱ محاسبه شد (۶).

$$K_{joint} = M_j / \quad _j \qquad ( )$$

آنجا:

K_{joint} = سختی مفصل (Nm/kg/deg)

M_j = گشتاور عضلات (Nm/kg)

$_j$ = جابه جایی زاویه ای مفصل (deg)

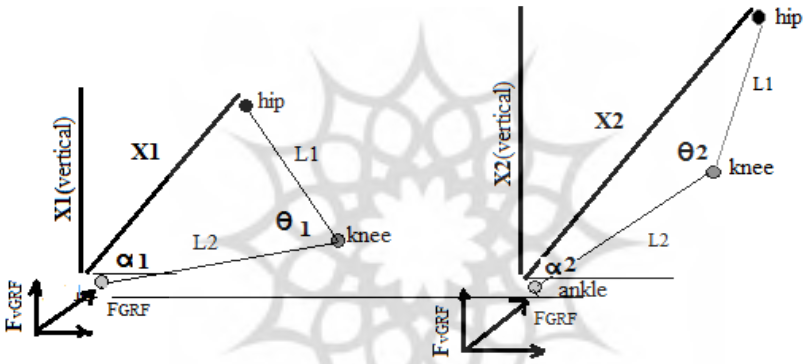
سختی پا از دو متغیر تغییرات طول پا در حین اجرای مهارت (طول پا برابر است با فاصلهٔ بین دو نشانگر برجستگی بزرگ استخوان ران و قوزک خارجی) (شکل ۱) و حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، با استفاده از صفحهٔ نیرو سنج و از طریق فرمول ۲ محاسبه شد (۱۱).

$$K\,leg = F(t) / \Delta X(t) \qquad (۲)$$

K_{leg}= سختی پا (BW/L)

F_{max} = مولفه ی عمودی حداکثر نیروی عکس العمل زمین (N)

X ذ = تغییرات طول پا (m)



شکل ۱. مدل محاسبهٔ تغییر طول پا در استارت دو سرعت

$$\text{ذ } X = X_{2vertical} - X_{1vertical} \qquad (\ )$$

$X_{1vertical}$= مولفه ی عمودی طول پا در لحظه ی اعمال اوج نیرو

$X_{2vertical}$= مولفه ی عمودی طول پا در لحظه ی آماده باش

که این مولفه ها به صورت زیر بدست می آیند:

تغییرات طول اندام با استفاده از فرمول های ۳، ۴ و ۵ به‌دست امد. سختی پا به وزن و قد افراد هنجار شد.

$X_{1vertical}$: مؤلفهٔ عمودی طول پا در لحظهٔ اعمال اوج نیرو

$X_{2vertical}$: مؤلفهٔ عمودی طول پا در لحظهٔ آماده‌باش

این مؤلفه‌ها به‌صورت زیر به‌دست می‌آیند:

$$X_1 = L_1^2 + L_2^{2\,\circ}\ 2 \times L_1L_2 \quad COS\ _1 \qquad (\ )$$

$$X_{1vertical} = X_1 sin\ _1 \qquad (\ )$$

آنالیز واریانس یک‌طرفه با اندازه‌گیری مکرر برای آزمون فرضیهٔ اثر تغییر تکنیک برای هر یک از متغیرهای وابسته استفاده شد. برای تعیین تفاوت شاخص‌ها بین گروه‌ها از آزمون تعقیبی LSD استفاده شد. مقدار معنی‌داری آماری در سطح P< ۰/۰۵ تعیین شد.

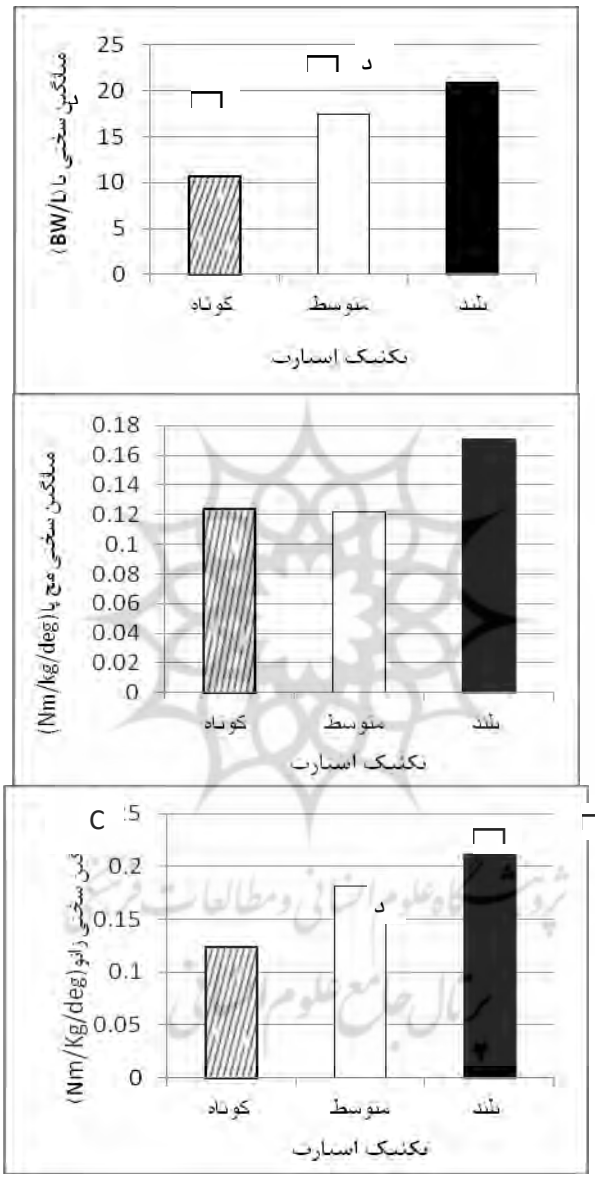
یافته‌های پژوهش

نتایج آماری نشان داد که با تغییر تکنیک استارت، سختی اندام تحتانی تغییر می‌کند (p=۰/۰۰۱). مقدار سختی پا در استارت کوتاه کمترین مقدار و در استارت بلند بیشترین مقدار را داشت. میانگین سختی پا در استارت بلند حدود ۱۶/۸٪ از استارت متوسط و ۴۸٪ از استارت کوتاه بیشتر بود. از طرف دیگر میانگین سختی در استارت متوسط نیز ۳۸/۵۳٪ از مقدار آن در استارت کوتاه بیشتر بود (شکل ۲A).

میانگین سختی مفصل مچ پا در تکنیک های مختلف اختلاف معنی‌دار داشت. استارت متوسط کمترین و استارت بلند بیشترین مقدار سختی مچ پا را نشان داد. سختی مچ پا در استارت بلند، در مقایسه با استارت متوسط ۲۷/۳۶٪ و در استارت کوتاه، ۲۸/۳۷٪ بیشتر بود. از طرف دیگر، مقدار سختی پا در استارت کوتاه ۱/۴۰٪ از مقدار آن در استارت متوسط بیشتر بود (شکل ۲B).

با تغییر تکنیک استارت، سختی مفصل زانو هم تغییر معنی‌داری نشان داد (P < ۰/۰۵). میانگین سختی مفصل زانو در استارت بلند بیشترین مقدار و در استارت کوتاه کمترین مقدار را داشت. مقدار سختی مفصل زانو در استارت بلند ۳۴/۶۵٪ از سختی زانو در استارت کوتاه و ۱۳/۷۳٪ از استارت متوسط بیشتر بود. از طرف دیگر سختی زانو در استارت متوسط ۲۴/۲٪ بیشتر از مقدار آن در استارت کوتاه به‌دست آمد (شکل ۲ C).

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی



شکل ۲. مقایسهٔ میانگین سختی پا و مفاصل زانو و مچ بین سه تکنیک استارت (کوتاه، متوسط و بلند). (A) سختی مچ پا، (B) سختی پا و (C) مفصل زانو. (معنی‌داری نسبت به استارت کوتاه و معنی‌داری نسبت به استارت متوسط را نشان می دهد).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش بررسی اثر تغییر تکنیک استارت دو سرعت بر سختی پا و مفاصل زانو و مچ پا بود. با توجه به اطلاعات محققان، تاکنون تحقیقی سختی پایین‌تنه را در استارت دو سرعت مطالعه نکرده است. تحقیقات گذشته تغییرات سختی را یا در اثر تغییرات سرعت یا هنگام فرود مطالعه کرده‌اند. نتایج این تحقیقات نشان داده است میانگین سختی مچ پا در دو سرعت Nm/deg ۱/۰۸ع۷/۳۸ (معادل Nm/kg/deg ۰/۰۷) و در فرود آمدن با سرعت های متفاوت در دامنهٔ Nm/kg/deg ۰/۳-۰/۱ بود (۱۶). میانگین سختی مفصل مچ پا در این پژوهش با مقادیر به‌دست‌آمده از تحقیقات گذشته برای دو سرعت و فرود آمدن تفاوت قابل توجهی نداشت. همچنین، در مفصل زانو میانگین سختی زانو در تحقیقات گذشته در فرود آمدن با سرعت‌های مختلف تقریباً در دامنهٔ Nm/kg/deg ۰/۳ -۰/۵ و در دویدن تقریباً برابر با Nm/kg/deg ۰/۱۸ بود (۱۶، ۱۴) که سختی زانوی به‌دست‌آمده در این پژوهش نیز تقریباً در این دامنه قرار داشت (۱۴، ۱۲). یوون و همکاران (۲۰۰۹) دامنهٔ سختی پا را در دویدن با سرعت های مختلف بین BW/L ۳ع۱۴/۸ و ۳/۴ع۲۸/۵ گزارش کردند (۲۴) که با میانگین سختی پای به‌دست‌آمده در این پژوهش تفاوت قابل توجهی نداشت.

نتیجهٔ پژوهش حاضر نشان می دهد تغییر تکنیک استارت دو سرعت تغییر معنی‌داری در سختی پا و مفاصل اندام تحتانی، به‌خصوص زانو ایجاد می کند. سختی پا در مهارت‌های مختلف به‌وسیلهٔ عوامل مختلفی تنظیم می شود که یکی از آن‌ها تغییر طول پاست. تغییر طول پا بنا به نوع مهارت متفاوت است. زاویهٔ نسبی زانو در تغییر طول پا نقش مهمی دارد. همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است، در استارت بلند کمترین و در استارت متوسط بیشترین جابه‌جایی زاویهٔ مفصل زانو مشاهده می شود به‌طوری که جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو در استارت متوسط ۳۷/۴٪ بیشتر از استارت کوتاه و ۴۲/۲٪ بیشتر از استارت بلند بود، ولی در این متغیر تفاوت معنی‌داری بین استارت کوتاه و بلند وجود نداشت؛ در نتیجه در استارت متوسط به‌دلیل افزایش جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو تغییر طول پا بیشتر از دو استارت دیگر است. با توجه به عامل تغییر طول پا، استارت بلند که کمترین تغییر طول پا را داشت، در مقایسه با دو استارت دیگر بیشترین مقدار سختی پا را داشت، ولی تفاوت سختی بین استارت متوسط و کوتاه را نمی‌توان تنها با تغییر طول پا توجیه کرد که این اهمیت سایر عوامل مؤثر بر سختی پا را نشان می دهد.

یکی دیگر از عوامل مهم در سختی پا، مؤلفهٔ عمودی نیروی عکس‌العمل زمین است که با تغییر تکنیک استارت از کوتاه به بلند افزایش می‌یابد. نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در استارت

بلند ۶۲/۶٪ بیشتر از استارت کوتاه و در استارت متوسط ۵۸/۸٪ بیشتر از استارت کوتاه بود، ولی بین نیروی عکس‌العمل تخته در استارت متوسط و بلند تفاوت معنی‌داری وجود نداشت؛ در نتیجه کاهش سختی پا در استارت کوتاه نسبت به استارت بلند و متوسط ممکن است به‌دلیل تفاوت در نیروی عمودی عکس‌العمل زمین باشد. تحقیقات گذشته نیز بیان می کنند که با افزایش ارتفاع پرش در مهارت فرود آمدن سختی پا به‌دلیل افزایش نیروی عکس‌العمل زمین و کاهش زمان تماس افزایش می یابد (۱۶، ۱۲).

زمان تماس یا زمان اعمال نیرو عاملی مهم و تأثیرگذار در سختی پاست (۱۹). زمان تماس یا زمان اعمال نیرو در استارت متوسط ۴۷٪ بیشتر از استارت بلند و ۵۳/۸٪ بیشتر از استارت کوتاه بود. نتایج این پژوهش با تحقیقات قبلی در مورد زمان تماس تکنیک‌های مختلف استارت تناقض دارد. محققان گزارش کردند که در استارت بلند بیشترین زمان تماس و در استارت کوتاه کمترین زمان تماس وجود دارد. این اختلاف موجود ممکن است به‌دلیل تفاوت در بازهٔ زمانی مورد نظر باشد. در تحقیقات قبلی کل زمان تماس از حالت نشسته تا جدا شدن هر دو پا مد نظر بوده، در حالی که در این پژوهش زمان تماس پای عقب فاصلهٔ زمانی بین حالت آماده-باش تا جدا شدن از تخته در نظر گرفته شده است (۱۵).

تحقیقات گذشته نشان دادند سختی پا با زمان تماس رابطهٔ معکوس دارد. مورین (۲۰۰۷) گزارش کرد نسبت زمان تماس با سختی پا در دویدن ۲/۵:۱ است. در واقع، با افزایش یک ثانیه، زمان تماس سختی پا حدود ۲/۵ برابر افزایش می یابد؛ در نتیجه با افزایش تواتر گام-برداری، به‌دلیل کاهش زمان تماس، سختی پا حدود ۶۵٪ افزایش می یابد (۱۹). این قضیه ممکن است در همهٔ مهارت ها صدق نکند؛ برای مثال، لافیه و همکاران (۲۰۰۵) نشان دادند در پرش با یک پا با افزایش زمان تماس، سختی پا هم افزایش می یابد (۱۷). در بخشی از نتایج تحقیق حاضر سختی پا همزمان با افزایش زمان تماس افزایش و در بخش دیگر سختی پا با افزایش زمان تماس کاهش می یابد؛ برای مثال بین استارت متوسط و بلند با کاهش زمان تماس سختی پا افزایش می‌یابد، در حالی که بین دو استارت کوتاه و متوسط با افزایش زمان تماس سختی پا افزایش می‌یابد. اختلاف تفاوت بین سختی پا در استارت بلند و کوتاه و همچنین متوسط و کوتاه ممکن است به‌دلیل تفاوت در مقدار حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و درصد دخالت عوامل دیگر مثل زمان تماسِ کمتر باشد. در استارت بلند، با وجود زمان تماس کم، چون سرعت جدا شدن از تخته در آن بیشتر از دو استارت دیگر است؛ نیروی عکس‌العمل وارد بر تخته هم بیشتر بود (البته تفاوت معنی‌داری با استارت متوسط ندارد)؛ در نتیجه بیشترین سختی پا را دارد، اما با اینکه استارت کوتاه مانند استارت بلند زمان تماس کمی

نسبت به استارت متوسط دارد، چون سرعت مرکز ثقل در لحظهٔ جدا شدن از تخته کمتر از دو استارت دیگر است؛ طبق اصل ضربه و اندازهٔ حرکت خطی میزان نیروی اعمال شده به تخته در آن هم کمتر از دو استارت دیگر بود و در نتیجه کمترین مقدار سختی پا را در میان سه تکنیک دارد.

افزایش جابه‌جایی زاویهٔ مفصل زانو و مچ پا در استارت متوسط، در مقایسه با دو استارت دیگر به‌دلیل زمان تماس یا زمان اعمال نیروی بیشتر آن است؛ زیرا زمان کافی برای جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل وجود دارد؛ بنابراین بیشترین تغییر طول پا را می توان در استارت متوسط مشاهده نمود که این عامل می‌تواند دلیل کاهش سختی پا را در استارت متوسط نسبت به استارت بلند توجیه کند.

هدف دیگر این مقاله بررسی اثر تغییر تکنیک بر سختی مفاصل اندام تحتانی بود. یافته‌ها نشان داد سختی زانو و مچ پا با تغییرتکنیک از استارت کوتاه به بلند افزایش می یابد، ولی سختی مچ پا بین استارت متوسط و کوتاه تفاوت قابل توجهی ندارد. علت افزایش سختی مفاصل ممکن است زیاد بودن گشتاور عضلانی در مقابل جابه‌جایی زاویه‌ای کم مفصل باشد. گشتاور عضلانی در استارت بلند بیشترین و در استارت کوتاه کمترین مقدار را داشت به‌گونه‌ای که گشتاور عضلات زانو در استارت بلند ۱۰/۸٪ بیشتر از استارت متوسط و ۳۲/۸٪ بیشتر از استارت کوتاه بود و گشتاور عضلات مچ پا در استارت بلند ۵/۶٪ از استارت متوسط و ۴۱/۷٪ از استارت کوتاه بیشتر بود؛ بنابراین مقدار گشتاور عضلانی بین استارت متوسط و کوتاه می‌تواند نقش مهمی در میزان سختی مفاصل داشته باشد تفاوت در گشتاور عضلانی ممکن است به‌دلیل تغییر در بازوی گشتاور نیروهای عکس‌العمل وارد بر تخته باشد. از آنجا که در این پژوهش محور دوران مرکز ثقل اندام است و چون در استارت بلند زاویه مطلق اندام‌ها از دو تکنیک دیگر کمتر است، بازوی گشتاور مؤلفهٔ عمودی نیروی عکس‌العمل تخته در پا و نیروی عکس‌العمل عمودی مفصلی مچ پا در ساق بیشتر است. از طرفی چون مقدار نیروی عکس‌العمل عمودی از مؤلفهٔ افقی آن بیشتر است؛ تأثیر قابل توجهی در گشتاور عضلانی ایجاد می‌کند. جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل هم می‌تواند نقش به‌سزایی در سختی مفاصل داشته باشد. بیشترین جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل در استارت متوسط وجود داشت که خود می‌تواند دلیلی برای کاهش سختی مفصل زانو در این استارت، درمقایسه با استارت بلند باشد.

به‌طورکلی، در میان تکنیک‌های مختلف استارت در آزمودنی‌ها احتمالاً استارت متوسط کارآیی بیشتری داشته باشد؛ زیرا در اثر سختی زیاد در استارت بلند ممکن است انرژی الاستیکی زیادی در عضلات ذخیره نشود؛ در نتیجه در مرحلهٔ درونگرا میزان انرژی آزاد شده برای اجرای

مرحلهٔ بعد کمتر باشد. از طرف دیگر، در استارت کوتاه با سختی کم، به‌دلیل کم بودن میزان سختی، میزان انرژی بیشتری ذخیره می‌شود، ولی سرعت آزادسازی آن در مرحلهٔ درونگرا کم است؛ بنابراین ورزشکار نمی‌تواند از حداکثر انرژی ذخیره‌شده استفاده کند. در حقیقت اگر سختی در حد نرمال باشد، ممکن است باعث شودانرژی الاستیکی بیشتری، در مقایسه با زمانی که سختی اندام تحتانی بیشتر است، در عضلات و مفاصل ذخیره و نیز با سرعت بیشتری آزاد شود. این ادعا و تعیین حدود مطلوب مقدار سختی به تحقیقات بیشتری در آینده نیاز دارد.

سختی زانو و پا شاخصی است که با تغییر تکنیک استارت از کوتاه به بلند افزایش می یابد. با این حال، ممکن است در این شاخص محدودهٔ مطلوبی وجود داشته باشد که در بهبود رکورد دونده مؤثر باشد؛ بنابراین در مهارت های استارت دو سرعت و برنامه‌های تمرینی مربوط به آن توجه به این شاخص با اهمیت به نظر می رسد.

منابع:

1. Arampatzis, A., Bruggemann, G., Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. JOURNAL OF BIOMECHANICS, 32:1349-1353.
2. Arampatzis, A., Schade,f., Walsh,m., Bruggemann, G. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. JOURNAL OF ELECTROMYOGRAPHY AND KINSIOLOGY, 11: 355˚364.
3. Bezodis,N.E. (2009). Biomechanical Investigation of Sprint Start Technique and Performance.School for Health University of Bathm.
4. Bezodis,N.E., Salo,A.T., Trewarth,G. (2010). Choice of Sprint Start Performance Measure Affects the Performance-Based Ranking Within a Group of Sprinters: Which is the Most Appropriate Measure. JOURNAL OF BIOMECHANICS, 9(4):258˚269.
5. Brughelli, M.,& Cronin, J. (2008). Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffnes JOURNAL OF SPORT MEDS, 38(8):647-657.
6. Charalambous, L.G., Bezodis,I.N., Kerwin,D. (2012). Lower Limb Joint Kinetics and Ankle Joint Stiffness in the Sprint Start Push-off. JOURNAL OF SPORT SCIENCES, 30(1): ˚9.
7. oh,M., Toma in,K., thec,S. (2006). The Biomechanical Model of the Sprint Start and Blick Acceleration. JOURNAL OF PHYSICAL EDUCATION AND SPORT,4(2):103-114.
8. Delalila A. (2011). Spring Patterns in Youngth Initiating from Two Different Type of Starst. Graduate School Appalachian State University.

9. Derrick, T.R., Cladwell, G.E., Hamill, J. (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. JOURNAL OF APPLAY BIOMECHANICS, 16: 36-51.

10. Dutto, D.J., Smith, G.A. (2002). Changes in spring˚mass characteristics during treadmill running to exhaustion. JOURNAL OF MED SCIENCES SPORTS, 34: 1324-1331.

11. Farley, C., Blickhan, R., Saito, J., Taylor, C. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. JOURNAL OF APPL PHSIOL, 71: 2127˚2132.

12. Farley, C.T., Morgenroth, D.C. (1999). Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. JOURNAL OF BIOMECHANICS, 32: 267-273.

13. Gagnon,M.A. (1978). Kinetic Analysis of the Kneeling and the Standing Starts of Female Sprinters of Different Ability. In E Asmussen, and K. Jorgensen.

14. Gunther, M., Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. JOURNAL OF BIOMECHANICS, 35: 1459-1474.

15. Harrison ,D.,& Tom Comyns .(2005). Biomechanics of the Sprint Start. JOURNAL OF SPORT SCIENCE INFORMETION FOR COACHES

16. Hobara, H., Kimura, K., Omuro, K., Gomi, K., Muraoka, T., Sakamoto, M., Kanosue, K. (2010). Differences in lower extremity stiffness between endurance trained athletes and untrained subjects. JOURNAL OF SCI MED SPORT, 13:106-111.

17. Laffaye, G., Bardy, B., Durey, A. (2005). Leg stiffness and expertise in men jumping. JOURNAL OF MED SCI SPORT EXERCISE, 37:536-543.

18. Majumdar,A.S Robergs,R.A. (2011). The Science of Speed: Determinants of Performance in the 100 m Sprint. JOURNAL OF SPORTS SCIENCE & COOCHING, 6(3): 479-493.

19. Morin,J.B., Samozino, P., Zameziati, K., Belli,A. (2007). Effects of altered stride requency and contact time on leg-spring behavior in human running. JOURNAL OF BIOMECHANICS, 40: 3341-3348.

20. Richmond, J. (2010). Newtonian Model of an Elite Sprinter: How Much Force do Athletes Need to Produce Each Step to be World Class? Fitness First Randwick Australia.

21. Shinohara,Y., Maeda.M. (2011). Relation Between Block Spacing and Forces Applied to Starting Blocks by a Sprinter, JOURNAL OF PROCEDIA ENGINEERING, 154˚160.

22. Stefanyshyn, D., & Nigg, B. (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. JOURNAL OF APPLAY BIOMECHANICS, 14:

292-299.

23. Summers, R. L. (1997). Physiology and Biophysics of the 100-m sprint. NEWS IN PHYSIOLOGICAL SCIENCES, 12(3): 131.

24. Yvonne, B., Susanne, W., Seyfarth, A .(2009). Effective leg stiffness in running. JOURNAL OF BIOMECHANICS, 42: 2400-2405.

ارجاع مقاله به روش APA

اسلامی، منصور؛ حسین‌زاده، عفت؛ (۱۳۹۲)، تأثیر تغییر تکنیک استارت دو سرعت بر سختی اندام تحتانی در دونده‌های سرعت، مطالعات طب ورزشی، ۱۳، ۱۳۶-۱۲۳

ارجاع مقاله به روش vancouver

اسلامی منصور؛ حسین‌زاده عفت. تأثیر تغییر تکنیک استارت دو سرعت بر سختی اندام تحتانی در دونده‌های سرعت، مطالعات طب ورزشی، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۳): ۱۳۶-۱۲۳

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی