

مقایسه نرخ بارگذاری و محتوای فرکانس نیروی برخورد بین پای غالب و غیر غالب در تغییر جهت جانبی پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده فرشته صاحبی^۱، منصور اسلامی^۲، الهام شیرزاد^۳

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران*

۲. دانشیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه مازندران

۳. استادیار بهداشت و طب ورزشی، دانشگاه تهران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۶/۰۳/۲۱

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۱۱/۱۲

چکیده

درصد بالایی از آسیب‌های رباط متقاطع قدامی در اثر نیروهای حاصل از برخورد پا با زمین طی تغییر جهت جانبی در شرایط پیش‌بینی‌نشده گزارش شده است. در این راستا، پژوهش حاضر با هدف مقایسه فرکانس نیرو و نرخ بارگذاری بین پای غالب و غیر غالب هنگام تغییر جهت جانبی در شرایط پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده انجام گرفت. بدین منظور، از بازیکنان تیم ملی اسکواش، آزمون تغییر جهت به سمت پای غالب یا غیر غالب در شرایط پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده به عمل آمد. مطابق با نتایج، اثر متقابلی بین غالب بودن پا و شرایط پیش‌بینی مشاهده نمی‌شود؛ اما در مقایسه بین پای غالب و غیر غالب، اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای پای غیر غالب بیش‌تر است. همچنین، پهنای باند فرکانس پای غالب و نیز فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان در شرایط پیش‌بینی‌نشده بیش‌تر می‌باشد. پهنای باند فرکانس شرایط پیش‌بینی‌شده نیز بیش‌تر است. بر مبنای نتایج می‌توان گفت که فرکانس و نرخ بارگذاری می‌توانند نشان‌دهنده تفاوت‌های عملکردی بین پای غالب و غیر غالب عوامل ایجاد آسیب در شرایط پیش‌بینی‌نشده باشند.

واژگان کلیدی: نیروی برخورد، تغییر جهت جانبی پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده، پای غالب

مقدمه

پنجاه تا هشتاد درصد از آسیب‌های رباط متقاطع قدامی^۱ (۱) در ورزش‌هایی مانند فوتبال، راگبی (۲)، (۲)، بسکتبال و هندبال (۳) در اثر نیروهای حاصل از برخورد پا با زمین طی تغییر جهت جانبی^۲ اتفاق می‌افتد (۲) که در فوتبال، حدود ۷۴/۱ درصد از این نوع آسیب در پای غالب و ضربه‌زننده در مردان رخ می‌دهد (۴). با وجود مطالعات اندک صورت‌گرفته در ارتباط با اسکواش، در پژوهش رید و بلامی^۳ (۱۹۹۰) عدم تقارن در متوسط گشتاور عضلات چهارسر و همسترینگ بین پای غالب و غیرغالب در ورزشکاران اسکواش گزارش گردید (۵). ازسوی دیگر، نتایج نشان داده است که نیروی عکس‌العمل افقی زمین از عوامل مکانیکی پارگی رباط متقاطع قدامی در چند میلی‌ثانیه اول پس از برخورد در شرایط پیش‌بینی‌نشده می‌باشد (۱،۶،۷)؛ اما دلیل این امر که چرا شیوع آسیب در پای غالب و در شرایط پیش‌بینی‌نشده بیش‌تر است، به‌لحاظ نیروهای برخورد به‌طور کامل مشخص نمی‌باشد.

در این‌راستا، مطالعات پیشین نتوانسته است دلیل تفاوت بین پای غالب و غیرغالب را بیان کند؛ برای مثال، فورت و همکاران^۴ (۲۰۱۵) ضمن بیان این‌که پژوهشی مبنی بر مقایسه شاخص عدم تقارن در توانایی تغییر جهت یک‌طرفه صورت‌نگرفته است، با بررسی تقارن مهارت تغییر جهت نشان دادند که بین پای غالب و غیرغالب در تغییر جهت جانبی اختلاف معناداری در تقارن وجود ندارد (۸)؛ درحالی‌که بیش‌ترین آسیب‌های رباط متقاطع قدامی در فوتبال در مردان، در پای ضربه‌زننده رخ می‌دهد (۴)؛ بنابراین، توجه به شاخص عدم تقارن نتوانسته است نشان دهد که چرا پای غالب در مردان بیش‌تر در معرض آسیب قرار دارد.

علاوه‌براین، مطالعات متعدد گذشته مبنی بر اثر تغییر جهت پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده بر آسیب رباط متقاطع قدامی نشان داده‌اند هنگامی که افراد نیازمند واکنش به محرک نوری برای تغییر جهت هستند، بار وارد بر زانو افزایش می‌یابد (۹). همچنین، افزایش والگوس و گشتاور چرخش داخلی زانو (۱۰،۱۱)، افزایش تولید انرژی مفصل ران و زانو و اوج گشتاور فلکشن مفصل ران نسبت به شرایط پیش‌بینی‌شده نیز گزارش شده است (۱۱). اگرچه چنین حالات بارگذاری زانو، مکانیسم احتمالی برای پارگی رباط متقاطع قدامی هستند (۶) و مطالعات زیادی به بررسی تأثیر پیش‌بینی در تغییر جهت بر عوامل ساختاری منجر به آسیب پرداخته‌اند؛ اما این موارد تنها عوامل منجر به آسیب نمی‌باشند. اولویت بررسی نیروهای خارجی نسبت به نیروهای داخلی در مطالعات صورت‌گرفته در ارتباط با کفش

-
1. Anterior Cruciate Ligament
 2. Sidestep Cutting
 3. Read & Bellamy
 4. Fort

و ارتز از این منظر حائز اهمیت هستند که یک کفش عملکردی باید بتواند نیروهای خارجی از جمله نیروی عکس‌العمل زمین و فرکانس آن را تعدیل و کنترل کند تا به نیروهای داخلی مناسب دست یابد؛ بنابراین، ممکن است زوایا و گشتاورهای داخلی بررسی شده طی تغییر جهت پیش‌بینی نشده، نتیجه نیروهای خارجی وارد شده به اندام تحتانی باشد؛ از این رو، ابتدا باید به بررسی منبع این نیروها پرداخت.

تصور ما این است که دو عامل فرکانس^۱ و نرخ بارگذاری^۲ نیروی عکس‌العمل زمین می‌تواند منجر به آسیب پای غالب در شرایط پیش‌بینی نشده گردد. از آنجایی که فرکانس تعداد اثر نیرو در ایجاد آسیب، مهم‌تر از بزرگی نیرو است (۱۲) و تحلیل حوزه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین می‌تواند درک بهتری از مکانیسم آسیب را فراهم کند، بررسی حوزه فرکانس ضروری می‌باشد. در این ارتباط، در مطالعات مختلف نشان داده شده است که نرخ بارگذاری و آسیب‌های قبلی، بهترین پیش‌گوهای آسیب‌های وابسته به حرکت می‌باشند (۱۲).

مطالعات نشان داده‌اند که مشارکت نیروی وزن در جهت عمودی، مدت برخورد را در جهت عمودی بیش‌تر می‌کند. همچنین، نیروی عکس‌العمل جانبی بزرگ‌تر ممکن است به اعمال یک نیروی جانبی به قسمت پایینی درشت‌نی^۳ منجر شود؛ درحالی‌که در تغییر جهت، ورزشکار نیاز به نیروی عکس‌العمل قدامی - خلفی بیش‌تری دارد (۱۳)؛ از این رو، ضرورت بررسی شاخص‌های محتوای فرکانس و نرخ بارگذاری در جهت‌های مختلف به‌خوبی روشن است؛

بنابراین، هدف از پژوهش حاضر مقایسه شاخص‌های فرکانس نیرو و نرخ بارگذاری بین پای غالب و غیرغالب هنگام تغییر جهت جانبی در شرایط پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده می‌باشد. فرضیه‌های مطرح شده در این پژوهش عبارت هستند از: الف. شاخص‌های فرکانس نیرو و نرخ بارگذاری بین پای غالب و غیرغالب متفاوت است؛ ب. شاخص‌های فرکانس نیرو و نرخ بارگذاری بین شرایط تغییر جهت حرکت پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده متفاوت است؛ پ. تفاوت در شاخص‌های فرکانس نیرو و نرخ بارگذاری در پای غالب و غیرغالب به شرایط تغییر جهت پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده بستگی دارد.

-
1. Frequency
 2. Loading rate
 3. Tibia

روش پژوهش

در این پژوهش ۱۳ نفر از بازیکنان مرد تیم ملی اسکواش که در یک سال گذشته در اردوی تیم ملی حضور داشتند، شرکت کردند. میانگین سن، قد و وزن آزمودنی‌ها در جدول شماره یک نشان داده شده است. لازم به ذکر است که پای غالب هر فرد، پای ضربه‌زننده به توپ بود. همچنین، آزمودنی‌ها فاقد سابقه آسیب ارتوپدی مفاصل اندام تحتانی بودند و در یک سال گذشته به صورت منظم به تمرین می‌پرداختند. ملاک‌های خروج آزمودنی‌ها از پژوهش عبارت بود از: آسیب یا ترمیم قبلی رباط متقاطع قدامی، هرگونه آسیب که منجر به شلی رباط میچ پا، زانو و یا ران شده باشد و وجود هرگونه شرایط پزشکی یا عصبی که توانایی تغییر جهت یک‌طرفه را مختل کند (۱۴). پیش از شرکت در پژوهش، تمامی مراحل برای هر آزمودنی توضیح داده شد و رضایت آن‌ها کسب گردید.

جدول ۱- میانگین سن (سال)، قد (سانتی‌متر) و وزن (کیلوگرم) آزمودنی‌ها

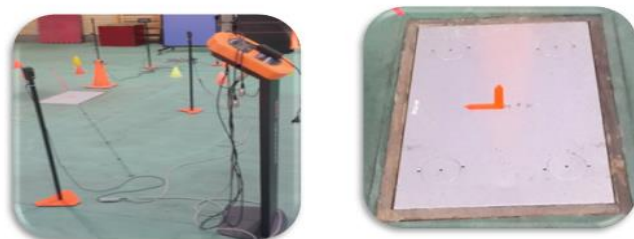
مشخصات	سن	قد	وزن
آزمودنی‌ها	۲۱/۰±۴/۹	۱۷۷/۰±۵/۱	۷۱/۱±۷/۹

جهت انجام آزمون، نیروهای عکس‌العمل زمین با استفاده از صفحه نیرو (کیسلر^۱، C ۹۲۸۱) با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید (شکل شماره یک - الف) و توسط نرم‌افزار بیوور^۲ استخراج شد. علاوه بر این، وسیله سنجش چابکی واکنشی (ساخته شرکت دانش‌سالار ایرانیان) شامل پنج حس‌گر (سه حس‌گر قبل از صفحه نیرو و دو حس‌گر دیگر با زاویه ۴۵ درجه در سمت چپ و راست)، یک نمایش‌گر جهت در مرکز با فاصله حدود یک متر پس از صفحه نیرو، یک ریموت کنترل برای نمایش جهت و یک صفحه نمایش زمان و سرعت بین هر دو حس‌گر و زمان کل مورد استفاده قرار گرفت (شکل شماره یک - ب). حداکثر سرعت آزمودنی با در دست داشتن فاصله بین حس‌گر اول و دوم و زمان طی کردن این مسافت طبق رابطه شماره یک کنترل گشت و تلاش‌های دارای سرعت‌های پراکنده کنار گذاشته شد. بدین ترتیب، سرعت متوسط آزمودنی‌ها معادل ۳/۸±۰/۴ متر بر ثانیه به دست آمد.

$$V=X/t$$

رابطه یک

1. Kistler
2. Bioware



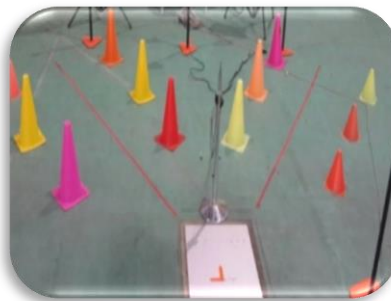
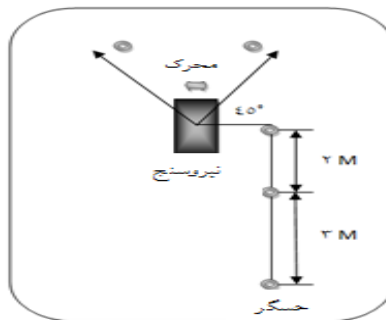
شکل ۱- الف: صفحه نیرو شکل ۱- ب: ابزار سنجش چابکی واکنشی

آزمون تغییر جهت جانبی شامل پنج متر دویدن و سپس، 45 ± 5 درجه تغییر جهت به سمت پای غالب یا غیرغالب بود (شکل شماره دو - الف). شایان ذکر است که تعدادی مخروط در زاویه ۳۵ و ۵۵ درجه از شروع تغییر جهت قرار داده شد تا فرد را به سمت برش ۴۵ درجه هدایت کند (شکل شماره دو - ب).

علاوه بر این، به منظور کاهش خطا در اجرای آزمون و کسب آمادگی، آزمودنی‌ها ابتدا با مراحل و اهداف آزمون و نکات کلیدی در نحوه اجرا آشنا شدند. در ادامه، برای هر آزمودنی ۱۲ تلاش موفق ثبت گردید؛ شش تلاش در شرایط پیش‌بینی شده و شش تلاش در شرایط پیش‌بینی نشده که در هر شش تلاش، سه تلاش به سمت پای غالب و سه تلاش به سمت پای غیرغالب بود. پس از گرم کردن، آزمودنی در فاصله پنج متری از صفحه نیرو می‌ایستاد و به اختیار خود پس از روشن شدن دستگاه چابکی واکنشی با حداکثر سرعت شروع به دویدن می‌کرد. در ادامه، در فاصله دو متری صفحه نیرو در شرایط پیش‌بینی نشده (در شرایط پیش‌بینی شده از ابتدای جهت مشخص است)، نمایش گر جهت را نشان می‌داد. با ادامه دویدن تا برخورد پا با صفحه نیرو و تغییر جهت و ادامه دویدن به منظور کامل شدن گام پس از تغییر جهت، آزمون پایان می‌یافت. لازم به ذکر است که در تمامی تلاش‌ها اگر تغییر جهت به سمت پای غالب باشد، پای غیرغالب باید به طور کامل با صفحه نیرو تماس داشته باشد و بالعکس. همچنین، تلاش در صورتی مورد پذیرش است که پای صحیح آزمودنی به طور کامل روی صفحه نیرو قرار گیرد. باید عنوان نمود که به منظور کنترل نمودن خستگی، یک دقیقه استراحت بین تلاش‌ها در نظر گرفته شد.

متغیرهای مستقل پژوهش عبارت بود از: نوع پا (غالب و غیرغالب) و شرایط تغییر جهت (پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده). علاوه بر این، متغیرهای وابسته از جمله محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی توسط چهار شاخص فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان، فرکانس میانه، پهنای باند فرکانس و دامنه محاسبه گردید (۱۵،۱۶). نرخ بارگذاری نیروی

عکس‌العمل زمین نیز در جهت‌های عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی توسط چهار شاخص نرخ بارگذاری متوسط، اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای، مدت برخورد (مدت‌زمان بین دو اوج) و زمان رسیدن به اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای مورد محاسبه قرار گرفت (۱۷).



شکل ۲- الف: نمای کلی از آزمون تغییر جهت شکل ۲- ب: مسیر تغییر جهت با زاویه ۴۵ درجه

داده‌های سینتیک جمع‌آوری شده با استفاده از تکنیک باترورث درجه چهار با فرکانس برشی ۵۰ هرتز (۱۷) فیلتر شدند و این داده‌های فیلتر شده برای محاسبه متغیرها مورد استفاده قرار گرفتند. به منظور تسهیل در مقایسه داده‌ها، نیروی عکس‌العمل در تمام جهت‌ها طی مرحله ایستایی محاسبه گشت و مطابق با وزن بدن نرمال گردید. شایان توجه است که چرخه به‌عنوان یک سیکل از تماس اولیه پا تا جداشدن انگشت با استفاده از داده‌های صفحه نیرو شناسایی شد (۲۰-۱۸) و مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در تابع فرکانس با استفاده از تبدیل فوریه^۱ مورد محاسبه قرار گرفت (۱۶، ۱۵).

در ادامه و پس از فیلترکردن داده‌های حاصل از صفحه نیرو، آن‌ها با استفاده از فرمول تبدیل فوریه (رابطه شماره دو) به وسیله نرم‌افزار متلب^۱ نسخه (۲۰۱۴) از حوزه زمان به حوزه فرکانس تبدیل شدند. باید عنوان نمود که در طیف گسسته، حوزه فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود که به هریک از آن‌ها "هارمونیک" می‌گویند؛ مجموع n هارمونیک برابر است با:

$$\sum F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n) \quad \text{رابطه دو}$$

$$A_n = \text{دامنه}$$

$$\omega_c = \text{فرکانس پایه}$$

$$n = \text{ضریب هارمونیک}$$

$$\theta_n = \text{زاویه فازی}$$

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیروی برخورد، شاخص‌های زیر محاسبه می‌شود (۱۵،۱۶):
فرکانس نیروی برخورد با توان ۹۹/۵ درصد: فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان مطابق با رابطه شماره سه قابل محاسبه است.

$$\int_0^{f_{99.5}} P(f)df = 0.995 \times \int_0^{f_{\max}} P(f)df \quad \text{رابطه سه}$$

$$P = \text{توان محاسبه شده به عنوان انتگرال سیگنال فرکانس در مقابل دامنه}$$

$$f_{\max} = \text{حداکثر فرکانس سیگنال}$$

میانه فرکانس نیروی برخورد: میانه فرکانس در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد (رابطه شماره چهار).

$$\int_0^{f_{\text{med}}} P(f)df = \int_{f_{\text{med}}}^{f_{\max}} P(f)df \quad \text{رابطه چهار}$$

$$f_{\max} = \text{حداکثر فرکانس سیگنال}$$

$$f_{\text{med}} = \text{میانه فرکانس سیگنال}$$

پهنای باند فرکانس نیروی برخورد: پهنای باند فرکانس، تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل است؛ زمانی که توان سیگنال در نقطه‌ای بیش‌تر از نصف حداکثر توان سیگنال باشد (رابطه شماره پنج).

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \quad \left(\text{when } P > 0.5 \times P_{max} \right) \quad \text{رابطه پنج}$$

f_{max} = حداکثر فرکانس سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس سیگنال

f_{band} = پهنای باند سیگنال

P_{max} = حداکثر توان سیگنال

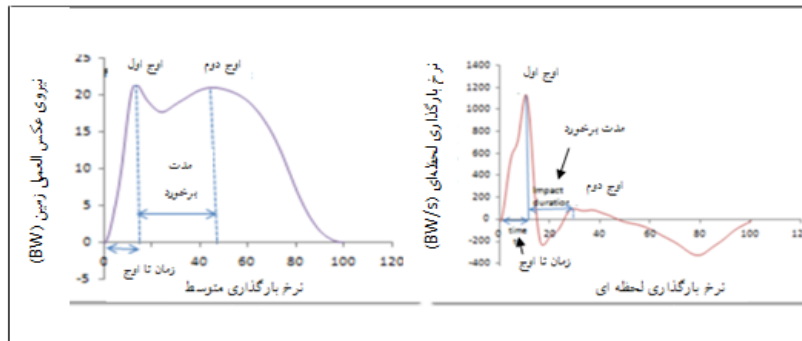
تجزیه و تحلیل دامنه (بزرگی): بیش‌ترین میزان دامنه در یک سیگنال به‌عنوان نماینده‌ای از دامنه آن سیگنال در نظر گرفته شد و برای مقایسه با دامنه سایر سیگنال‌ها مورد استفاده قرار گرفت.

تجزیه و تحلیل نرخ بارگذاری نیروی برخورد: به‌دلیل امکان وقوع چندین اوج نیروی عکس‌العمل زمین در یک محور طی برخورد یا فقدان اوج نیروی عکس‌العمل زمین قابل مشاهده، مرحله برخورد اولیه در هر جهت با استفاده از بارگذاری زمان لحظه‌ای به‌وسیله مشتق‌گیری محاسبه گردید و اوج برخورد به‌عنوان زمانی که حداکثر اوج نیرو و به‌دنبال آن حداقل اوج نیرو طی مرحله ترمزگیری اتفاق می‌افتد، تعریف شد. شایان‌ذکر است که بررسی نرخ بارگذاری لحظه‌ای نیروی برخورد با محاسبه سه شاخص زیر در جهت‌های عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی انجام گرفت: اوج نرخ بارگذاری اولیه لحظه‌ای (نیروی نرمال شده به وزن بر ثانیه)، زمان تا اولین اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای (ثانیه) و مدت برخورد (زمان بین دو اوج نرخ بارگذاری) (ثانیه) (۱۷). همچنین، به‌منظور محاسبه نرخ بارگذاری متوسط، حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در ۵۰ میلی‌ثانیه پس از برخورد و زمان رسیدن به اوج نیرو از لحظه تماس پا به‌دست آمد که با تقسیم بر وزن آزمودنی، نرمال شده و به‌صورت مضربی از وزن بدن بیان گردید (رابطه شماره شش) (شکل شماره پنج).

Average loading rate = رابطه شش

$$\left[\frac{\text{peak } F (N)}{\text{body weight } (N)} \right] \frac{1}{\text{time to peak } F}$$

علاوه بر این، روش آماری تحلیل واریانس دوطرفه^۱ (پیش‌بینی (۲) × نوع پا (۲)) با استفاده از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس^۲ جهت بررسی اثرات متقابل و اصلی متغیرهای مستقل مورد استفاده قرار گرفت. سطح معناداری نیز معادل ($P < 0.05$) در نظر گرفته شده است.



شکل ۵- نمونه‌ای از تعیین شاخص‌های نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل عمودی زمین

نتایج

بر اساس نتایج، اثر متقابلی بین غالب بودن پا و شرایط پیش‌بینی مشاهده نمی‌شود. نتایج مربوط به چهار شاخص در تحلیل فرکانس و چهار شاخص در تحلیل نرخ بارگذاری در سه جهت نیروی عکس‌العمل عمودی، قدامی - خلفی و داخلی - خارجی در جداول شماره دو و سه ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در جهت عمودی، فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان در شرایط پیش‌بینی نشده، بیش‌تر از شرایط پیش‌بینی شده است ($F=0.01$; $P=0.006$). همچنین، در جهت قدامی - خلفی در شرایط پیش‌بینی نشده، فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان بیش‌تری نسبت به شرایط پیش‌بینی شده حاصل گردید ($F=0.007$; $P=0.008$)؛ در حالی که پهنای باند فرکانس در شرایط پیش‌بینی شده نسبت به شرایط پیش‌بینی نشده بیش‌تر بود ($F=0.04$; $P=0.04$).

جدول ۲- شاخص‌های محتوای فرکانس نیروی برخورد با زمین

متغیر وابسته	پای غالب		پای غیر غالب		معناداری	
	پیش‌بینی شده	پیش‌بینی نشده	پیش‌بینی شده	پیش‌بینی نشده	نوع پا × پیش‌بینی	نوع پا × پیش‌بینی
فرکانس عمودی	۱۳/۲۱±۱/۲۶	۱۴/۶۲±۱/۹۵	۱۳/۵۶±۱/۳۶	۱۴/۴۴±۱/۶۲	* / ۰/۱	۰/۸۴
۹۹/۵	۱۵/۹۸±۱/۲۷	۱۶/۷۱±۱/۶۱	۱۵/۲۳±۱/۴۹	۱۶/۷۴±۰/۹۲	* / ۰/۰۷	۰/۳۵
درصد میانی - جانبی (HZ)	۱۳/۳۳±۱/۲۷	۱۳/۸۸±۱/۹۶	۱۴/۴۴±۱/۲۴	۱۳/۸۷±۱/۳۸	۰/۰۵۵	۰/۴۹
فرکانس عمودی	۱/۶±۰/۱۱	۱/۵۹±۰/۱	۱/۵۹±۰/۱۶	۱/۵۹±۰/۱۷	۰/۳۸	۰/۸۲
۰/۱۷	۲/۳۲±۰/۱۷	۲/۳±۰/۱۲	۲/۳۱±۰/۲۵	۲/۳۵±۰/۲۴	۰/۹۳	۰/۶
میان - جانبی (HZ)	۱/۶۲±۰/۱۵	۱/۶۱±۰/۱۸	۱/۶۱±۰/۲۲	۱/۶±۰/۰۲	۰/۱۸	۰/۸۵
عمودی	۰/۶۰۴±۰/۰۲۴	۰/۶±۰/۰۲۶	۰/۵۷±۰/۰۳۴	۰/۵۸±۰/۰۲۴	۰/۰۲*	۰/۴۳
پهنای باند قدامی - خلفی (HZ)	۱/۳۶±۰/۱۱	۱/۲۷±۰/۱۲	۱/۳۸±۰/۱	۱/۲۸±۰/۱۸	* / ۰/۰۴	۰/۸۹
میان - جانبی	۰/۶۵±۰/۰۳	۰/۶۳±۰/۰۳۶	۰/۶۳±۰/۰۴۴	۰/۶۲±۰/۰۳۷	۰/۳۵	۰/۸۹
عمودی	۸۵۸۲۵۸۹±	۹۳۵۸۲۷۴±	۸۹۸۹۱۹۶±	۹۶۴۶۸۷۴±	۰/۳۱	۰/۹۳
۱۹۸۹۸۰۱/۵	۲۱۵۶۲۹۷/۳	۲۹۵۸۶۴۹/۱	۲۴۴۸۶۳۱/۵	۲۲۲۷۴۶/۱±	۰/۶۲	۰/۱۶
دامنه قدامی - خلفی	۱۷۶۹۴۴/۸±	۲۲۶۱۶۱/۴±	۲۴۶۳۹۵/۲±	۱۱۳۷۴۰/۸±	۰/۲۰	۰/۱۶
۶۱۳۸۱/۴	۸۸۸۶۶/۶۳	۸۲۷۴۷/۳۳	۸۲۷۴۷/۳۳	۱۴۰۸۳۴۲±	۰/۵۸	۰/۶۷
میان - جانبی	۱۴۲۳۸۵۹±	۱۵۴۵۳۶۸±	۱۳۹۲۱۹۳±	۴۱۸۰۷۵/۳۲	۰/۵	۰/۶۷
۳۸۰۰۰۸/۴	۳۹۸۲۲۵/۰۳	۵۰۹۵۴۸/۴	۵۰۹۵۴۸/۴			

سطح معناداری ($P < ۰/۰۵$)، * نشان‌دهنده معنادار بودن نتایج است.

همانطور که مشاهده می‌شود، پهنای باند فرکانس در پای غالب، بیش‌تر از پای غیر غالب می‌باشد ($P = ۵/۲۴$; $F = ۰/۰۲$). همچنین، نرخ بارگذاری متوسط در جهت قدامی - خلفی، بیش‌تر در پای غیر غالب (نسبت به پای غالب) دارای تفاوتی نزدیک به معناداری است ($P = ۳/۷۷$; $F = ۰/۰۵۹$)؛ در حالی که اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای به‌طور معناداری در پای غیر غالب بیش‌تر از پای غالب می‌باشد ($F = ۰/۰۲$; $P = ۵/۳۳$).

شایان‌ذکر است که در شاخص‌های نرخ بارگذاری (شامل: زمان تا اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای و مدت برخورد) و شاخص‌های محتوای فرکانس نیروی برخورد (از جمله فرکانس میانه و دامنه فرکانس)، تفاوت معناداری بین پای غالب و غیر غالب و شرایط پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده و اثرات متقابل آن‌ها به‌دست نیامد.

جدول ۳- شاخص‌های نرخ بارگذاری نیروی برخورد با زمین

معناداری			پای غیر غالب		پای غالب		متغیر وابسته
نوع	نوع پا	پیش‌بینی	پیش‌بینی نشده	پیش‌بینی شده	پیش‌بینی نشده	پیش‌بینی شده	
۰/۱۶	۰/۳۸	۰/۰۹	۶۱۶/۱±۱۹۷/۸	۷۴۳±۲۵۴/۱	۵۹۷/۶±۹۸/۸۴	۵۶۷/۹±۱۹۱/۱	عمودی
۰/۴۹	۰/۹۹	۰/۰۵۹	۲۵۸/۹±۱۲۳/۷	۲۸۲/۶±۱۴۵/۴	۲۱۶/۳±۷۷/۵۴	۱۹۲/۴±۱۱۶/۷	نرخ بارگذاری - میانگین - (BW/s)
۰/۳	۰/۴۰	۰/۲۴	۱۶۵/۶±۵۲/۳۸	۱۹۴/۱۲±۶۲/۳	۱۶۳/۴۹±۳۰/۳	۱۶۰/۳±۵۹/۵۲	عمودی
۰/۲۱	۰/۴۵	۰/۱۸	۱۵۲۰/۶±۴۷۴/۷	۱۷۷۸/۸±۵۲۸/۱	۱۵۰۹/۶±۳۰۰/۱	۱۴۴۴/۱±۴۴۵/۵	اوج نرخ بارگذاری - لحظه‌ای - (BW/s)
۰/۵۷	۰/۷۳	*۰/۰۲	۷۲۰/۲±۳۲۴/۱	۷۹۶/۵±۳۴۱/۶	۵۷۴/۵±۱۶۴/۱	۵۵۶/۱±۲۹۴/۷	عمودی
۰/۵۷	۰/۳۵	۰/۴۳	۴۹۸/۷±۱۶۱/۸	۵۷۰/۶±۲۰۳/۹	۴۸۸/۰۴±۵۸/۹	۵۰۵/۶±۱۹۶/۳	مدت برخورد (S) - میانگین - جانبی
۰/۵۲	۰/۷۸	۰/۷۲	۰/۰۴۱±۰/۰۰۸	۰/۰۴۴±۰/۰۰۱	۰/۰۴۲±۰/۰۱۱	۰/۰۴۱±۰/۰۱۱	عمودی
۰/۵۲	۰/۷۲	۰/۶۳	۰/۰۲۷±۰/۰۰۲	۰/۰۲۷±۰/۰۰۴	۰/۰۲۷±۰/۰۰۳	۰/۰۲۸±۰/۰۰۶	مدت برخورد (S) - میانگین - جانبی
۰/۷۱	۰/۱۶	۰/۹۱	۰/۰۳۴±۰/۰۰۷	۰/۰۳۶±۰/۰۰۸	۰/۰۳۳±۰/۰۰۸	۰/۰۳۷±۰/۰۰۶	عمودی
۰/۳۶	۰/۵۲	۰/۲۵	۰/۰۲۴±۰/۰۰۸	۰/۰۲۱±۰/۰۰۵	۰/۰۲۴±۰/۰۰۶	۰/۰۲۵±۰/۰۰۷	زمان تا اوج (S) - میانگین - جانبی
۰/۷۸	۰/۶۲	۰/۶۰	۰/۰۲۳±۰/۰۰۸	۰/۰۲۴±۰/۰۰۶	۰/۰۲۴±۰/۰۰۸	۰/۰۲۵±۰/۰۰۵	عمودی
۰/۵	۰/۷۸	۰/۲۷	۰/۰۲۷±۰/۰۰۹	۰/۰۲۵±۰/۰۰۵	۰/۰۲۸±۰/۰۰۷	۰/۰۲۹±۰/۰۰۶	زمان تا اوج (S) - میانگین - جانبی

سطح معناداری (P < ۰/۰۵)، * نشان‌دهنده معنادار بودن نتایج است.

بحث و نتیجه‌گیری

تغییر جهت به سمت پای غالب و غیر غالب: نیروهای برخورد تکراری در فعالیت‌هایی مانند دویدن یا تغییر جهت، معمولاً بیشینه‌ای در حدود یک تا سه برابر وزن بدن و محتوای فرکانس غالب بین ۱۰ تا ۲۰ هرتز دارند. کاهش پهنای باند فرکانس حرکت، کاهش نوسان در یک یا تعدادی از اجزای سیستم عصبی - حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت هم‌بند را نشان می‌دهد (۱۵). فرکانس طبیعی اجزای بافت نرم حدوداً بین ۱۰ تا ۵۰ هرتز می‌باشد؛ بنابراین، پدیده تشدید در اجزای بافت نرم محتمل است (۱۲).

بر مبنای مطالعات پیشین افزایش پهنای باند فرکانس، بیشتر با فراخوانی واحدهای حرکتی در ارتباط است؛ همان‌طور که عدم تغییرات پهنای باند فرکانس را به مشکلات کنترل حرکتی نسبت داده‌اند

(۱۵،۱۶). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که در جهت عمودی، پهنای باند فرکانس در پای غالب بیش تر از پای غیر غالب می باشد؛ بنابراین، ممکن است پای غالب برای تولید نیروی عمودی، واحدهای حرکتی بیش تری را فراخوانی^۱ کند.

همچنین، از دلایل احتمالی تفاوت الگوی حرکت تغییر جهت جانبی در پای غالب و غیر غالب ممکن است کنترل عضلانی بهتر اندام غالب و تفاوت در میزان قدرت عضلانی باشد؛ برای مثال، به اعتقاد نانوم و همکاران^۲ (۲۰۰۶)، گشتاور عضلات زانو در پای غالب در شوت فوتبال نسبت به پای غیر غالب بیش تر است (۲۱). همچنین، در پژوهش رید و بلامی (۱۹۹۰) عدم تقارن در متوسط گشتاور عضلات چهارسر و همسترینگ بین پای غالب و غیر غالب در ورزشکاران دوومیدانی، تنیس و اسکواش مشاهده شد (۵). تفاوت قدرت مؤثر و عملگر عضلات کنترل کننده مفصل در پای غالب و غیر غالب می تواند از عوامل اصلی بروز تفاوت الگوی حرکت تغییر جهت جانبی و شیوع آسیب در این دو پا باشد؛ این در حالی است که شیوع رباط متقاطع قدامی در پای ضربه زننده یا غالب بازیکنان مرد فوتبال، بیش تر از پای دیگر است.

به طور عمده، گشتاور زیاد والگوس و اکستنشن زانو، چرخش داخلی زیاد زانو و لگن، فعالیت زیاد عضلات چهارسر و دوقلو^۳ و فعالیت کم تر عضلات همسترینگ از عوامل بیومکانیکی خطر آسیب رباط متقاطع قدامی به شمار می آید؛ در حالی که فعالیت بیش تر عضله دوقلوی جانبی با عوامل خطر در تغییر جهت جانبی ارتباط دارد (۲۲). از سوی دیگر، عدم تعادل فعالیت دوقلوی میانی و جانبی (جانبی < میانی) در ورزشکاران زن و مرد جوان مشاهده شده است (۲۳)؛ از این رو، می توان گفت همان طور که تعدیل ارتعاشات از طریق افزایش استفاده از تارهای عضلانی تند انقباض اتفاق می افتد، ممکن است قدرت بیش تر عضلات در مردان نسبت به زنان و در پای غالب نسبت به پای غیر غالب، یکی از عوامل مؤثر در آسیب پای غالب در مردان باشد.

علاوه بر این، تفاوت های منحنی نیروی عکس العمل زمین - زمان در اجزای فرکانس بالاتر مشاهده شد که این امر سبب می گردد منحنی نرخ بارگذاری زمان در تشخیص ویژگی های برخورد مناسب باشد (۱۷). بر اساس نتایج این پژوهش، نرخ بارگذاری متوسط در جهت قدامی - خلفی در پای غیر غالب نسبت به پای غالب دارای تفاوت قابل توجهی بود؛ در حالی که اوج نرخ بارگذاری لحظه ای در جهت قدامی - خلفی به طور معناداری در پای غیر غالب بیش تر از پای غالب بوده است.

-
1. Requirment
 2. Nunome
 3. Gastrocnemius

این نتایج با یافته‌های پژوهشی آینده‌نگر که نشان داد آزمودنی‌های با نرخ بارگذاری عمودی بالاتر، به‌طور معناداری آسیب‌های وابسته به دویدن کم‌تری نسبت به آزمودنی‌های با نرخ بارگذاری کمتر داشته‌اند (۱۲)، همسو است. از آنجایی که هدف اصلی فعالیت عضلانی طی تماس با زمین، اجرای تکلیف حرکتی در حال اجرا می‌باشد و فعالیت عضلانی قبل از برخورد و طی تماس با زمین، گشتاورهای مفصلی برای حرکت تولید کرده و سختی مفصل را تعدیل می‌کند، می‌توان نرخ بارگذاری بیش‌تر در پای غیرغالب و شیوع آسیب کم‌تر را به سازگاری‌های عصبی - عضلانی آن با حرکت تکراری برخورد مرتبط دانست (۱۲).

ازسوی دیگر، مطالعات نشان داده‌اند که پای غیرغالب بازیکنان فوتبال، تراکم استخوان بیش‌تری نسبت به پای غالب دارد (۲۴). همچنین، عنوان شده است که به‌کارگیری تکراری کنترل‌شده نیرو با فرکانس سیگنال ۱۵ هرتز که تقریباً معادل فرکانس نیروهای برخورد طی دویدن پاشنه - پنجه و تغییر جهت جانبی است، به‌شکل چشم‌گیری شکل‌گیری استخوان جدید را تحریک می‌کند؛ بدین‌معنا که نیروی برخورد، بیش از کشش و آسیب رباط می‌تواند موجب افزایش تراکم استخوان شود (۲۴)؛ ازاین‌رو، می‌توان بیش‌تر بودن نرخ بارگذاری در پای غیرغالب در جهت قدامی - خلفی را به‌عنوان عاملی برای افزایش تراکم استخوان پای غیرغالب دانست.

تغییر جهت پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده: یافته‌های استرجیو و همکاران^۱ (۲۰۰۲) (۲۵) و وردمن و همکاران^۲ (۲۰۱۱) (۱۶) به‌ترتیب نشان می‌دهد که تغییرات در محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین می‌تواند با افزایش سن (در جهت قدامی - خلفی) و با مشکلات پاتولوژیکی مانند ام.اس^۳ (در جهت عمودی) رخ دهد. ازسوی دیگر، محتوای فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان معیار لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت مطرح شده است؛ به‌طوری‌که محتوای فرکانسی بالاتر منجر به لرزش و بی‌ثباتی بیش‌تر می‌شود (۱۵،۱۶).

با توجه به نتایج پژوهش حاضر، لرزش و بی‌ثباتی بیش‌تر الگوی حرکت در جهت عمودی و قدامی - خلفی در شرایط پیش‌بینی‌نشده به‌دلیل محدودبودن زمان تصمیم‌گیری برای کاهش سرعت و تغییر جهت می‌تواند قابل‌قبول باشد. در تأیید این مطلب می‌توان از مطالعات صورت‌گرفته بر روی بیماران دارای مشکلات کنترل حرکتی که فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان کم‌تری نسبت به گروه کنترل

1. Stergiou
2. Wurdeman
3. MS

داشتند، یاد کرد (۱۶). در این راستا، شپرد و یانگ^۱ (۲۰۰۶) در پژوهش خود بارهای وارد شده بر زانو را در شرایط پیش‌بینی نشده، بیش‌تر گزارش کردند (۹). وین‌هند و همکاران^۲ (۲۰۱۳) نیز بیان کردند که در این شرایط، بارهای وارد شده بر رباط متقاطع قدامی به میزان ۶۲ درصد در صفحه ساجیتال، ۲۶ درصد در صفحه فرونتال و ۱۲ درصد در صفحه افقی افزایش می‌یابد (۲۶)؛ بنابراین، شاید لرزش و بی‌ثباتی الگوی حرکت را بتوان به‌عنوان یکی از عوامل افزایش بار بر رباط متقاطع قدامی در صفحه ساجیتال در شرایط پیش‌بینی نشده قلمداد کرد.

سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس‌های مختلف توسط گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی مرکزی انتقال می‌یابد و پاسخ به‌صورت فرکانس به پا منتقل می‌گردد؛ بنابراین، فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین ممکن است تا حدودی نشان‌دهنده عملکرد اجزای نوسانی سیستم عصبی - حرکتی باشد (۱۵، ۱۶). از سوی دیگر فعالیت عضلات، ارتعاشات اجزای بافت نرم را به حداقل می‌رساند. هنگام قرار گرفتن در معرض نیروهای تکراری، فعالیت عضلات قبل از تماس با زمین هماهنگ می‌شود. تغییر در زمان تصمیم‌گیری می‌تواند فعالیت عضلات را تحت تأثیر قرار دهد؛ بنابراین، کاهش معنادار میانگین فرکانس ۹۹/۵ درصد طیف توان در جهت عمودی و قدامی - خلفی در شرایط پیش‌بینی شده ممکن است به این علت باشد که زمان تصمیم‌گیری بیش‌تر و انقباض پیشگیرانه، ارتعاشات بافت نرم تمام چرخه ارتعاش را به حداقل می‌رساند (۱۲).

در مطالعات پیشین نشان داده شده است که کاهش فرکانس میانه را می‌توان با افزایش خستگی در ارتباط دانست. در پژوهشی دیگر نیز کاهش فرکانس میانه به تغییر تارهای نوع دو به نوع یک نسبت داده شده است که در آن انقباض آهسته‌تر با نوسانات کم‌تر در عضله همراه می‌باشد؛ از این رو، فرکانس میانه کاهش می‌یابد (۱۵، ۱۶). در این راستا، در پژوهش حاضر تفاوت معناداری بین هیچ‌یک از عوامل در جهت‌های مختلف در فرکانس میانه یافت نشد که این امر می‌تواند با شرایط اجرای آزمون در ارتباط باشد؛ زیرا، در این پژوهش تا حد امکان از وقوع خستگی در آزمودنی‌ها اجتناب گردید.

بر اساس مطالعات پیشین، اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بین شرایط پیش‌بینی متفاوت است. نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در شرایط پیش‌بینی نشده در مقایسه با شرایط پیش‌بینی شده بیش‌تر است (۲۸)؛ در حالی که در پژوهشی دیگر پس از تغییر جهت پیش‌بینی نشده، زمان تا اوج نیروی عکس‌العمل زمین بیش‌تر گشته و مقادیر اوج، کم‌تر از تغییر جهت پیش‌بینی شده بود (۲۳). همسو با این نتایج، یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که نرخ بارگذاری متوسط و اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای

-
1. Sheppard & Young
 2. Weinhandl

در شرایط پیش‌بینی شده نسبت به شرایط پیش‌بینی نشده بیشتر است؛ اگرچه این تفاوت معنادار نمی‌باشد. همچنین، تفاوتی بین شرایط در مدت برخورد و زمان تا اوج نرخ بارگذاری مشاهده نگردید که این عدم تفاوت ممکن است برخاسته از چابکی فرد و ویژگی‌های رشته ورزشی باشد.

علاوه بر این، سهم بودن وزن در جهت عمودی، مدت برخورد را در جهت عمودی و برآیند آن بیشتر می‌کند (۱۷). همان‌طور که در نتایج پژوهش حاضر مشاهده می‌شود، متوسط مدت برخورد در جهت عمودی ۰/۰۴۲ ثانیه، در جهت قدامی - خلفی ۰/۰۲۷ ثانیه و در جهت میانی - جانبی ۰/۰۳۵ ثانیه است. همچنین، تفسیر محتوای فرکانس نیرو که ویژگی‌های زمانی سیگنال را شامل می‌شود، حاکی از آن است که زمان کم‌تر بین اوج اولیه و ثانویه نرخ بارگذاری نشان‌دهنده فرکانس بیشتر نیرو می‌باشد (۱۷) که در این راستا، در پژوهش حاضر مدت برخورد کوتاه‌تر در نیروهای عکس‌العمل برشی^۱ قدامی - خلفی مشاهده شد؛ این در حالی است که نیروهای افقی و برشی بیشتر، به احتمال بالای وقوع آسیب نسبت داده شده است (۱۷). براساس نتایج، هیچیک از شاخص‌های محتوای فرکانس نیروی برخورد و نرخ بارگذاری تحت تأثیر اثر متقابل نوع پا و شرایط پیش‌بینی قرار ندارند؛ بنابراین، تفاوت در شاخص‌های فرکانس نیرو و نرخ بارگذاری در پای غالب و غیرغالب به شرایط تغییر جهت پیش‌بینی شده و پیش‌بینی نشده وابسته نمی‌باشد.

همان‌طور که مشاهده شد، دو متغیر پهنای باند فرکانس و اوج نرخ بارگذاری لحظه‌ای می‌توانند در یک تکلیف حرکتی نشان‌دهنده تفاوت‌های عملکردی بین پای غالب و غیرغالب باشند. شاخص‌های ۹۹/۵ درصد طیف توان و پهنای باند فرکانس نیز می‌توانند به‌عنوان شاخص‌های ایجاد آسیب در شرایط پیش‌بینی نشده مورد توجه قرار بگیرند؛ در حالی که تفاوت در پای غالب و غیرغالب در متغیرهای وابسته به نیرو، به پیش‌بینی شده بودن حرکت وابسته نمی‌باشد.

باید عنوان کرد در صورتی که پهنای باند بیشتر مشاهده شده در پای غالب ناشی از تفاوت الگوی حرکت تغییر جهت جانبی بین پای غالب و غیرغالب باشد، پیشنهاد می‌شود الگوی تمرینی و تکنیکی مشابهی برای هر دو پای غالب و غیرغالب در نظر گرفته شود؛ اما اگر این تفاوت به عدم تقارن قدرت عضلات کنترل‌کننده مفاصل پای غالب و غیرغالب نسبت داده شود، توجه به تقارن قدرت عضلات بین پای غالب و غیرغالب حائز اهمیت می‌باشد. از سوی دیگر، چنان‌چه شیوع بیشتر آسیب در شرایط پیش‌بینی نشده با بی‌ثباتی بیشتر الگوی حرکت در این شرایط در ارتباط باشد، توصیه می‌گردد که برای کاهش زمان تصمیم‌گیری، مهارت چابکی با انجام تمرینات چابکی واکنشی ارتقا یابد.

پیام مقاله: در پایان، از آن جایی که در پژوهش حاضر متغیر سرعت کنترل شده بود، پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده (به دلیل احتمال حصول نتایج متفاوت)، شاخص‌ها در سرعت‌های مختلف مورد مقایسه قرار گیرند.

منابع

1. Lee M J, Lloyd D G, Lay B S, Bourke P D, Alderson J A. Effects of different visual stimuli on postures and knee moments during sidestepping. *Med Sci Sports Exerc.* 2013; 45(9): 1740-8.
2. Wundersitz D W, Netto K J, Aisbett B, Gatin P B. Validity of an upper-body-mounted accelerometer to measure peak vertical and resultant force during running and change-of-direction tasks. *Sports Biomechanics.* 2013; 12(4): 403-12.
3. Cong Y, Lam W K, Cheung J T, Zhang M. In-shoe plantar tri-axial stress profiles during maximum-effort cutting maneuvers. *J Biomech.* 2014; 47(16): 3799-806.
4. Brophy R, Silvers H J, Gonzales T, Mandelbaum B R. Gender influences: The role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *Brit J Sport Med.* 2010; 44(10):694-7.
5. Read M T, Bellamy M J. Comparison of hamstring/ quadriceps isokinetic strength ratios and power in tennis, squash and track athletes. *Brit J Sport Med.* 1990; 24(3): 178-82.
6. Cochrane J L, Loyd D G, Besier T F, Elliott B C, Doyle T L, Ackland T R. Training affects knee kinematics and kinetics in cutting maneuvers in sport. *Med Sci Sports Exerc.* 2010; 42(8): 1535-44.
7. Dayakidis M K, Boudolos K. Ground reaction force data in functional ankle instability during two cutting movements. *Clin Biomech.* 2006; 21(4): 405-11.
8. Fort-Vanmeerhaeghe A, Montalvo A M, Sitja-Rabert M, Kiefer A W, Myer G D. Neuromuscular asymmetries in the lower limbs of elite female youth basketball players and the application of the skillful limb model of comparison. *Phys Ther.* 2015; 16(4): 317-23.
9. Sheppard J M, Young W B. Agility literature review: Classifications, training and testing. *J Sport Sci.* 2006; 24(9): 919-32.
10. Imwalle L E, Myer G D, Ford K R, Hewett T E. Relationship between hip and knee kinematics in athletic women during cutting maneuvers: A possible link to noncontact anterior cruciate ligament injury and prevention. *J Strength Condres/ National Strength & Conditioning Association.* 2009; 23(8): 2223.
11. Brown T N, O'Donovan M, Hasselquist L, Corner B, Schiffman J M. Soldier-relevant loads impact lower limb biomechanics during anticipated and unanticipated single-leg cutting movements. *J Biomech.* 2014; 47(14): 3494-501.
12. Nigg B M. *Biomechanics of sport shoes.* Translated by: Eslami M, Hoseini Nejad E, Hoseini Nejad M. 1st ed. Babolsar: Mazandaran University; 2010. P. 61-67/ 84-9. (In Persian).
13. Jones P A, Herrington L C, Graham-Smith P. Technique determinants of knee joint loads during cutting in female soccer players. *Hum Movement Sci.* 2015; 42: 203-11.

14. Sigward S M, Powers C M. The influence of gender on knee kinematics, kinetics and muscle activation patterns during side-step cutting. *Clin Biomech.* 2006; 21(1): 41-8.
15. McGrath D, Judkins T N, Pipinos I I, Johanning J M, Myers S A. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clin Biomech.* 2012; 27(10): 1058-63.
16. Wurdeman S R, Huisinga J M, Filipi M, Stergiou N. Multiple Sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clin Biomech.* 2011; 26(2): 207-12.
17. Nordin A D, Dufek J S, Mercer J A. Three-dimensional impact kinetics with foot-strike manipulations during running. *J Sport Health Sci.* 2015; DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2015.11.003> (ePub ahead of print).
18. Spiteri T, Newton R U, Nimphius S. Neuromuscular strategies contributing to faster multidirectional agility performance. *J Electromyogr Kines.* 2015; 25(4): 629-36.
19. Spiteri T, Hart N H, Nimphius S. Offensive and defensive agility: A sex comparison of lower body kinematics and ground reaction forces. *J Appl Biomech.* 2014; 30(4): 514-20.
20. Cowley H R, Ford K R, Myer G D, Kernozek T W, Hewett T E. Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *J Athl Training.* 2006; 41(1): 67.
21. Nunome H, Ikegami Y, Kozakai R, Apriantono T, Sano S. Segmental dynamics of soccer instep kicking with the preferred and non-preferred leg. *J Sport Sci.* 2006; 24(05): 529-41.
22. Bandyopadhyay A, Shaharudin S. Anterior cruciate ligament injuries in soccer players: An overview. *Int J Sport Sci.* 2009; 3(1): 50-64.
23. Kim J H, Lee K K, Kong S J, An K O, Jeong J H, Lee Y S. Effect of anticipation on lower extremity biomechanics during side-and cross-cutting maneuvers in young soccer players. *Am J Sport Med.* 2014; 42(8): 1985-92.
24. Nazarian A B, Khayambashi Kh, Rahnama N. Dominant and non-dominant leg bone mineral density in professional soccer players and non-athlete subjects. *WJSS.* 2010; 3(1): 28-32. (In Persian).
25. Stergiou N, Giakas G, Byrne J E, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clin Biomech.* 2002; 17(8): 615-7.
26. Weinhandl J T, Earl-Boehm J E, Ebersole K T, Huddleston W E, Armstrong B S, O'connor K M. Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clin Biomech.* 2013; 28(6): 655-63.
27. Kim J H, Lee K K, Ahn K O, Kong S J, Park S C, Lee Y S. Evaluation of the interaction between contact force and decision making on lower extremity biomechanics during a side-cutting maneuver. *Arch Orthop Traum Su.* 2016; 136(6): 821-8.
28. Meinerz C M, Malloy P, Geiser C F, Kipp K. Anticipatory effects on lower extremity neuromechanics during a cutting task. *J Athl Training.* 2015; 50(9): 905-13.

استناد به مقاله

صاحبی فرشته، اسلامی منصور، شیرزاد الهام. مقایسه نرخ بارگذاری و محتوای فرکانس نیروی برخورد بین پای غالب و غیر غالب در تغییر جهت جانبی پیش‌بینی‌شده و پیش‌بینی‌نشده. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۶؛ ۹(۲۱)، ۴۸-۱۳۱. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2017.3665.1208

Sahebi F, Eslami M, Shirzad E. Comparison of Rate of Loading and Frequency Contents of Impact Force between Dominant and Non-Dominant Leg during Anticipated and Unanticipated Sidestep Cutting Tasks. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2017; 9 (21): 131-48. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2017.3665.1208

Comparison of Rate of Loading and Frequency Contents of Impact Force between Dominant and Non-Dominant Leg during Anticipated and Unanticipated Sidestep Cutting Tasks

F. Sahebi¹, M. Eslami², E. Shirzad³

1. M.Sc. of Sport Biomechanics, University of Mazandaran *

2. Professor of Sport Biomechanics, University of Mazandaran

3. Professor of Corrective Exercises and Sports Injuries, University of Tehran

Received: 2017/01/31

Accepted: 2017/06/11

Abstract

It is reported that a large number of anterior cruciate ligament injuries occur due to impact forces during sidestep cutting. The purpose of this study was to compare loading rate and frequency contents between dominant and nondominant leg during sidestep cutting in anticipated and unanticipated tasks. Squash team players did the side-step cutting in direction of dominant and nondominant leg in anticipated and unanticipated situations. The results showed no interaction effect between dominance and anticipation. The peak of Instantaneous loading rate was higher in the nondominant leg. The bandwidth frequency in the dominant leg was higher. The frequency of 99.5% of power spectrum was higher in unanticipated sidestep cutting. Also the bandwidth frequency was higher in the anticipated situation. Therefore loading rate and frequency contents can illustrate the functional differences between dominant and nondominant leg. Also, frequency contents can be considered as risk factors in unanticipated situations.

Keywords: Impact Force, Anticipated and Unanticipated Sidestep Cutting, Dominant Leg

* Corresponding Author

Email: F.sahebi@stu.umz.ac.ir