رفتار حرکتی دوره۱۲، شماره ۴۰، تابستان۱۳۹۹، صص ۱۶۴-۱۴۵

مقالهٔ پژوهشی

مقایسهٔ الگوی حرکتی اندام تحتانی بازیکنان فوتبال نخبهٔ سالم و آسیب‌دیده پس از عمل جراحی بازسازی ACL هنگام اجرای ضربهٔ کاشتهٔ شوت فوتبال

محمدمهدی امینی[۱]، الهه عرب‌عامری[۲]، محمدحسین علیزاده[۳]، سیدفرهاد طباطبایی قمشه[۴]

۱. دانشجوی دکتری رشد و تکامل ویادگیری حرکتی دانشگاه تهران (نویسندهٔ مسئول)
۲. دانشیار رشد و تکامل و یادگیری حرکتی، دانشگاه تهران
۳. دانشیار آسیب شناسی ورزشی وحرکات اصلاحی، دانشگاه تهران
۴. استادیار مهندسی پزشکی _ بیومکانیک، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۶/۱۲/۱۷ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۵/۱۳

چکیده

هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی الگوی حرکتی اندام تحتانی در ضربهٔ شوت کاشتهٔ فوتبال بود. شرکت‌کنندگان در این پژوهش ۲۴ بازیکن نخبهٔ فوتبال بودند که همگی آن‌ها برتری پای راست داشتند و در شش ماه گذشته هیچ‌گونه آسیب و جراحت جدی نداشتند. ۱۲ نفر از آن‌ها سالم بودند (سن: ۱/۲ ± ۲۵/۸۷ سال و قد: ۴/۶ ± ۱۸۰/۷ سانتی‌متر) و ۱۲ نفر دیگر (سن: ۱/۳۹ ± ۲۵/۲۵ سال و قد: ۵/۰ ± ۱۸۱/۳۷ سانتی‌متر) بازیکنانی بودند که حداقل دو سال از عمل جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی (ACL) آن‌ها می‌گذشت. پس از ۱۰ دقیقه گرم‌کردن و اجرای پنج ضربه شوت کاشته، ۱۵ نشانگر منعکس‌کنندهٔ نور کروی‌شکل به قطر ۱۴ میلی‌متر روی نقاط مشخص‌شدهٔ آناتومیکی در اندام تحتانی نصب شدند. آزمودنی‌ها ضربهٔ کاشتهٔ شوت فوتبال را سه دفعه انجام دادند. برای اجرای هر ضربه آزمودنی سه قدم از توپ فاصله می‌گرفت و آن‌گاه با زاویهٔ ۳۰ درجه به توپ نزدیک می‌شد و به منطقهٔ مشخص‌شده به ابعاد ۱/۵ × ۱/۵ متر که به فاصلهٔ پنج‌متری از توپ و فاصلهٔ نیم‌متری از سطح زمین قرار داشت، ضربهٔ خود را روانه می‌کرد. ضربه‌ها با استفاده از سیستم آنالیز حرکتی با پنج دوربین دیجیتال (viconvcam460) با فرکانس ۲۰۰ هرتز ثبت شدند. و زوایا و دامنهٔ حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا و همچنین سرعت زاویه‌ای ساق پا و ران با استفاده از نرم‌افزارهای تحلیل حرکت وایکون و اکسل ۲۰۰۷ و با استفاده از روش دینامیک معکوس در محیط نرم‌افزار متلب محاسبه شدند. تحلیل داده‌ها در نرم‌افزار اس.پی.اس.اس. نسخهٔ ۱۸ با استفاده از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره و بین‌گروهی (مانوا) در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد. نتایج پژوهش تفاوت معناداری را در زاویهٔ هایپراکستنشن ران و نیز زوایای زانو و مچ پا نشان داد ($P < 0.05$)، اما در دامنهٔ حرکتی ران و زاویهٔ ران هنگام تماس پای ضربه‌زننده با توپ تفاوت معناداری مشاهده نشد ($P > 0.05$). همچنین، تفاوت معناداری در سرعت زاویه‌ای ران بین دو گروه مشاهده نشد ($P = 0.63$)؛ این درحالی است که برای سرعت زاویه‌ای ساق پا در دو گروه تفاوت معناداری به‌دست آمد ($P = 0.000$). با توجه به تغییر پارامترهای حرکتی که موجب

تغییر معنادار اندازۀ زوایای دو گروه شده است، می‌توان نتیجه گرفت بازسازی آسیب ACL مکانیسم کنترلی و برنامۀ حرکتی ضربۀ شوت کاشته را تغییر می‌دهد و بیشترین تأثیر را بر حرکت مچ و زانو و کمترین تأثیر را بر حرکت ران دارد؛ بنابراین، توصیه می‌شود مربیان و دست‌اندرکاران تیم‌های ورزشی به این موارد توجه کنند.

واژگان کلیدی: ضربۀ کاشتۀ شوت فوتبال، آنالیز حرکت، الگوی حرکتی، جراحی بازسازی ACL.

مقدمه

فوتبال یکی از پرطرفدارترین ورزش‌ها در سطح جهان است (۱). براساس گزارشی که فدراسیون بین‌المللی فوتبال (فیفا[1]) در سال ۲۰۰۱ منتشر کرد، تقریباً ۲۴۰ میلیون نفر در سراسر جهان فوتبال بازی می‌کنند که نشان می‌دهد فوتبال محبوب‌ترین ورزش دنیاست (۲). تقریباً به‌جرئت می‌توان گفت کشوری در دنیا وجود ندارد که در آن فوتبال و فرم‌های متفاوت آن بازی نشود. فوتبال ورزشی است که عموماً در دنیا به‌خاطر استفادۀ بیشتر از پاها نسبت به هر قسمت دیگری از بدن شناخته‌شده است. برنارد شاو[2]نیز درستی این موضوع را در جملۀ انتقادی‌اش این‌گونه بیان می‌کند: «بازیکنان فوتبال با پاهایشان فکر می‌کنند». درواقع، پاها به‌عنوان پایین‌ترین اندام حرکتی برای انجام بیشتر مهارت‌های فوتبال استفاده می‌شوند (۳).

تکنیک‌های بسیار زیادی با پا در این ورزش انجام می‌شود که از جملۀ آن‌ها ضربۀ کاشته است و یکی از تکنیک‌های موردتوجه و بسیار قوی است (۴). ضربۀ کاشته از چالش‌برانگیزترین و مهم‌ترین مهارت-های فوتبال است که بازیکن برای رسیدن به گل و اجرای یک شوت سرعتی از آن بهره می‌برد (۶، ۵). ضربۀ کاشته بیشتر در ضربات آزاد مستقیم روی دروازه، ضربات کرنر و ضربات پنالتی استفاده می‌شود که می‌توان آن را به شش مرحله تقسیم کرد: زاویۀ نزدیک‌شدن پا به توپ[3]، نیروهای پای کاشته، نیروهای پای ضربه‌زننده، فلکشن در مفصل ران و اکستنشن زانو، تماس پا با توپ، ادامه حرکت و به‌پایان‌رساندن آن (۸، ۷). در هنگام زدن ضربه، سه مفصل ران، زانو و مچ پا نقش اساسی را در اندام تحتانی ایفا می‌کنند. در این بین مفصل زانو به‌دلیل اینکه ارتباط‌دهندۀ ساق و ران به یکدیگر است، ثبات آن نقش مهمی در صحیح انجام‌دادن تکلیف موردنظر دارد. با توجه به اینکه در شوت فوتبال انقباض قدرتمند عضلۀ چهارسرانی[4]عامل اصلی حرکت در ضربه به توپ است و این انقباض باعث ایجاد نیروی برشی قدامی و جابه‌جایی درشت نی به سمت جلو می‌شود، ساختار لیگامانی زانو باید

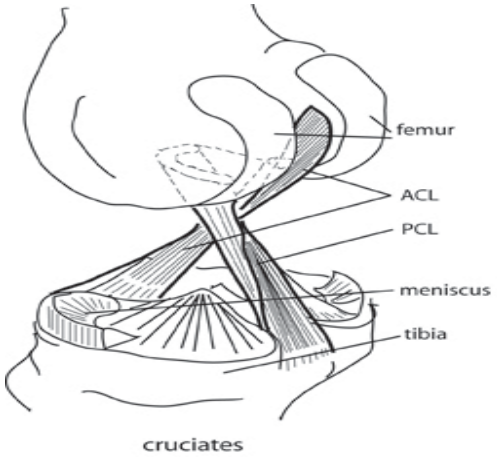
1. FédérationInternationale de Football Association
2. Shaw Bernard
3. Approach Angle
4. Quadriceps

اثرهای ذکرشده را خنثی کند که از این میان لیگامان صلیبی قدامی[1](ACL) نقش اصلی را در خنثی‌کردن این حرکت برعهده می‌گیرد؛ بنابراین، در هنگام ضربه فشار زیادی به این لیگامان وارد می‌شود و درصورتی‌که لیگامان صلیبی قدامی وظیفهٔ خود را به‌خوبی انجام ندهد، عملکرد فرد در هماهنگی برای اجرای ضربه دچار اختلال می‌شود (۹). نردین و فرانکل[2](به نقل از ۸) در مطالعات خود نشان داده‌اند که بیشترین تغییر شکل در لیگامان صلیبی قدامی زمانی روی می‌دهد که زانو در حالت نزدیک به اکستنشن کامل به‌همراه انقباض عضلهٔ چهارسرانی است. شولتز[3]و همکاران (به نقل از ۱۰) برای نخستین بار ارتباطات حسی- مکانیکی[4]در رباط‌های صلیبی را نشان دادند؛ بدین ترتیب که گیرنده‌های حس عمقی در این رباط‌ها ارتباط نزدیکی با سیستم گامای دوک عضلانی دارد که اعصاب آوران دوک عضلانی نیز در کنترل هماهنگی حرکتی عضلات درگیر در حرکت شرکت می‌کنند. این هماهنگی به‌صورت پیش‌تنظیمی، سختی عضلانی در عضلات درگیر در مفاصل زانو و همچنین در ثبات مفصلی مشارکت می‌کند و بدین‌ترتیب، در مهارت‌های حرکتی مانند ضربه‌ها با حمایت عضلات آگونیست[5]و آنتاگونیست[6]به کنترل حرکتی مفصل شرکت‌کننده در حرکت می‌پردازد. ازطرفی، بازسازی آسیب لیگامان صلیبی قدامی اطلاعات بازخوردی تضعیف‌شده‌ای درمورد وضعیت مفصل و شتاب آن به سیستم عصبی مرکزی گزارش می‌دهد که این امر تغییراتی را در الگوی هماهنگی فرد ایجاد می‌کند. این تغییرات می‌تواند شامل ثبات کمتر و تغییرپذیری بیشتر در اجرای مهارت‌ها نسبت به افراد سالم باشد (۱۱). با توجه به این مطالب و ازآنجاکه ضربهٔ شوت کاشته ازجمله تکالیف سرعتی می‌باشد، سیستم کنترل حلقهٔ باز با فراخوان برنامهٔ حرکتی تغییریافته مواجه خواهد شد؛ زیرا، اطلاعات آورانی ناشی از لیگامان صلیبی قدامی بازسازی‌شده می‌تواند پارامترهای تغییرپذیر در برنامهٔ حرکتی تعمیم‌یافته را تغییر دهد. از جملهٔ این پارامترها می‌توان به زمان یا نیروی کل حرکت اشاره کرد. از منظر سیستم‌های پویا، برای درک تغییرات در الگوهای حرکت می‌توان به پارامترهای ترتیب و پارامترهای کنترل اشاره کرد. این دیدگاه به ثبات به حالت پایای رفتاری در یک سیستم اشاره دارد. موضوع ثبات، عقیده به تغییرپذیری را در برمی‌گیرد؛ البته با درنظرگرفتن این نکته که وقتی در یک سیستم اختلال ایجاد می‌شود، سیستم خودبه‌خود با یک حالت خودسازمانی به وضعیت باثبات بازمی‌گردد. این وضعیت‌های باثبات نشان‌دهنده‌های الگوهای حرکتی هماهنگ هستند که به‌صورت خودبه‌خود شکل می‌گیرند و وضعیت پایدار جدید را به‌وجود می‌آورند. این حالت‌های پایا در سیستم‌ها،

1. Anterior Cruciate Ligament
2. Nordin & Frankel
3. Schults
4. Mechanoreceptor
5. Agonist
6. Antagonist

با عنوان جاذب‌ها[1]شناخته شده‌اند که امکان وضعیت‌های بهینهٔ با انرژی کارآمد را به سیستم می‌دهند. همچنین، یک راهبرد[2]جبرانی عضلانی هنگام آسیب ایجاد می‌کند که اثر تطابقی در جهت حفظ عضو آسیب‌دیده خواهد داشت (۱۲).

از دیدگاه کنترل حرکتی، سیستم عصبی مرکزی حرکات هر عضو را هنگام تسلط‌یافتن بر مهارت با آزادکردن درجات آزادی کنترل می‌کند. با توجه به نظر برنشتاین[3]، هرگونه کاهشی در درجات آزادی زنجیرهٔ کینماتیکی در کنترل حرکت را کوتاه‌تر می‌کند و بنابراین، کنترل حرکت با سهولت بیشتری انجام می‌گیرد. کانزاک[4]و همکاران (به نقل از ۱۳) نشان دادند که محدودکردن درجات آزادی موجب فعال‌شدن عضلات مخالف در کنترل حرکت می‌شود و مفهوم محدودشدن درجات آزادی به معنی افزایش تنش عضلات مؤثر در حرکت خواهد بود، نه کاهش در دامنهٔ حرکتی مفصل.



شکل ۱- لیگامان‌های زانو

در پژوهش‌های انجام‌شده در زمینهٔ افرادی که دچار پارگی لیگامان صلیبی قدامی شده‌اند، نشان داده شد که آن‌ها الگوهای حرکتی تطابقی خود را با افزایش فعال‌سازی عضلات همسترینگ[5]و خم‌کردن بیشتر مفصل زانو در حالتی که زانو تحت‌فشار است، تغییر می‌دهند. این مطلب نشان می‌دهد که در چنین مواردی برنامهٔ حرکتی برای فعالیت‌ها تغییر می‌کند و به‌طور غیرمستقیم از انعطاف‌پذیری کنترل حرکتی حمایت می‌کند (۱۴).

1. Attractors
2. Strategy
3. Bernstein
4. Konczak
5. Hamstring Muscles

پژوهشگران نشان داده‌اند که افراد با نقص لیگامان صلیبی قدامی برای افزایش پایداری عملکردی زانو از راهبردهای جبرانی عصبی-عضلانی کمک می‌گیرند. گروهی از آن‌ها نیز پیشنهاد کرده‌اند که بازسازی لیگامان صلیبی قدامی عملکرد اغلب افراد را به‌طور کوتاه‌مدت بهبود می‌بخشد و ناپایداری بلندمدت را که می‌تواند به آسیب ساختارهای داخلی زانو منجر شود، کاهش دهد (۱۵). این مطلب پذیرفته شده است که جراحت‌های اصلی زانو موجب واردشدن آسیب به گیرنده‌های عمقی و اعصاب حسی می‌شود که این امر ممکن است عملکرد کنترل حرکتی مفصل زانو را تحت‌تأثیر قرار دهد. با توجه به اطلاعات ما در این زمینه و با وجود اهمیت لیگامان صلیبی قدامی در کنترل حرکت و تنظیم حرکت مفاصل، پژوهش‌های اندکی درمورد عملکرد کنترل حرکت اندام تحتانی پس از عمل جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی انجام شده است (۱۶) و بیشتر پژوهش‌ها در زمینهٔ مهارت‌های فوتبال روی افراد سالم صورت گرفته است که از جملهٔ این مهارت‌ها ضربهٔ شوت کاشته است. مکلین و تامیلتی[1](۱۷) به جست‌وجوی تفاوت‌های احتمالی در برخی مشخصات کینماتیکی ضربهٔ شوت کاشته و ضربهٔ شوت چیپ با پای برتر و غیربرتر پرداختند. آن‌ها تفاوت‌های معناداری را در برتری جانبی برای هر دو نوع ضربه گزارش دادند. بارفیلد و بینگ[2](۱۸) تفاوت‌های جنسیتی را در مشخصه‌های کینماتیکی ضربهٔ شوت کاشته بین زنان و مردان جست‌وجو کردند. همچنین، نانومی[3]و همکاران (۱۹) به تفاوت‌های کینماتیکی ضربهٔ شوت کاشته و شوت بغل پا پرداختند و در سال‌های بعد، کلی[4]و همکاران (۲۰) به بررسی بیومکانیکی پای اتکا با سه زاویهٔ نزدیک‌شدن متفاوت پرداختند. در پژوهش‌های دیگر، مانند مطالعهٔ گوکتپ[5]و همکاران (۲۱) به آنالیزهای کینماتیک درمورد ضربه‌های متفاوت مانند ضربهٔ شوت پنالتی به هدف‌های مشخص‌شده و با موقعیت فضایی متفاوت پرداخته شده است. همچنین، قیدی و صادقی (۲۲) و ایشی[6]و همکاران (۲۳) به مقایسهٔ شاخص‌های کینماتیکی ضربه‌های کاشتهٔ موفق و ناموفق و نیز به عوامل کنترلی تأثیرگذار بر سرعت توپ در ضربهٔ کاشته پرداخته‌اند. در سال‌های اخیر نیز بارنس[7]و همکاران (۲۴) به مقایسهٔ برخی شاخص‌های کینماتیکی در ضربهٔ شوت به توپ ساکن و توپی که از زوایای گوناگون درحال غلتیدن است پرداخته‌اند. آن‌ها در پژوهش خود تفاوت معناداری را در زوایای زانو و ران و سرعت زاویه‌ای ران و زانو برای پای ضربه‌زننده برای حالت‌های ذکرشده گزارش نکردند. با مطالعهٔ پژوهش‌های گوناگون در زمینهٔ کنترل مهارت‌های

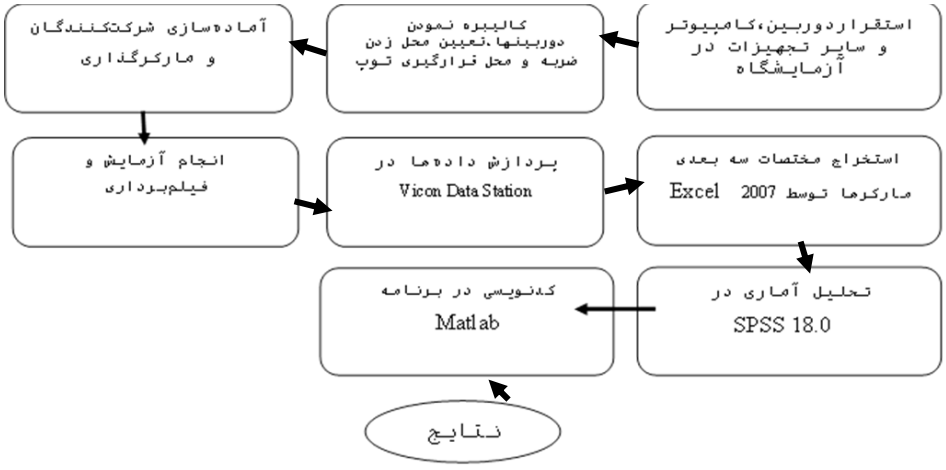
1. McLean & Tumilty
2. Barfield & Bing
3. Nunome
4. Killy
5. Goktepe
6. Ishii
7. Barnes

متفاوت در رشتهٔ ورزشی فوتبال کمبود تجزیه‌وتحلیل‌های مهارت‌های متفاوت در بازیکنانی مشاهده می‌شود که پس از آسیب به میدان‌های ورزشی بازگشتند. در کشور ما نیز فوتبال پرطرفدارترین ورزش است و آمار افراد آسیب‌دیده از ناحیهٔ لیگامان صلیبی قدامی از آمار جهانی گزارش‌شده کمتر نیست. همچنین، میزان پژوهش‌های انجام‌شده در زمینهٔ تکنیک‌های بازی فوتبال به‌منظور بالابردن دانش مربیان و توان‌بخشان ورزشی بسیار کم است و از نظرها دور مانده است و موفقیت در ورزش در گرو موارد بسیار زیادی ازجمله اجرای تکنیک‌های مهم در آن ورزش است؛ بنابراین، رسیدن به درک عمیق از عوامل تعیین‌کنندهٔ کنترل حرکت و همچنین موفقیت، برای مربیان، متصدیان و فیزیوتراپ‌های ورزشی از اهمیت زیادی برخوردار است (۲۵).

در پژوهش کاربردی حاضر سعی شده است به تبیین و مقایسهٔ کنترل حرکتی ضربهٔ کاشتهٔ شوت فوتبال در بازیکنان سالم و آسیب‌دیده‌ای که عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی را انجام داده‌اند، پرداخته شود و به این سؤال پاسخ داده می‌شود که آیا پس از عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی الگوهای کنترل حرکتی مشابه با افراد سالم است؟ درمانگران ورزشی می‌توانند با استفاده از نمودارهای هماهنگی حرکت برای تعیین اثربخشی یک دوره برنامهٔ تمرینی ویژه توسط مربی، برای کمک به ورزشکار در کسب الگوی حرکتی مؤثر استفاده کنند. همچنین، مربیان ورزشی هنگام کار با ورزشکاران خود به‌منظور پیشرفت کیفیت اجرای آن‌ها یا اصلاح اشکالات کوچک موجود در الگوی کنترل حرکتی، این نمودارها را مفید خواهند یافت. در این مطالعه آسیب لیگامان صلیبی قدامی و بازسازی آن به‌عنوان یک محدودکنندهٔ حرکت که ممکن است باعث ایجاد تغییر در راهبردهای الگوی هماهنگی شود، بررسی می‌شود. نتایج این پژوهش می‌تواند اطلاعات مفیدی را دربارهٔ مکانیسم‌های کنترل و پارامترهای الگوی هماهنگی در این تکنیک مهم در رشتهٔ ورزشی فوتبال فراهم آورد. شاخص‌های فرایندمدار به تسهیل توصیف‌های دقیق‌تری از حرکت منجر می‌شوند که درواقع برای سنجش تغییر در هماهنگی حرکت به‌کار می‌روند که از آن جمله شاخص‌های کینماتیکی هستند که به پژوهشگران امکان کمّی‌کردن شاخص‌های عینی را می‌دهند و مربیان با دادن بازخوردهای مناسب به بازیکنان می‌توانند به اجرای بهتر و جلوگیری از آسیب مجدد کمک کنند؛ زیرا، تغییرات در الگوی هماهنگی به مرور زمان روی می‌دهد و امکان آسیب مجدد در این بازهٔ زمانی وجود دارد که مربی می‌تواند این بازهٔ زمانی را کاهش دهد و درنتیجه از آسیب مجدد جلوگیری کند (۲۶). همچنین، یافته‌های این پژوهش می‌تواند برای گسترش کارایی روش آموزشی بسیار مفید باشد.

روش پژوهش

پژوهش حاضر مطالعه‌ای کاربردی از نوع پژوهش‌های نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی با دو گروه آزمایشی و گروه کنترل است. شرکت‌کنندگان در این مطالعه ۲۴ فوتبالیست نخبه و شاغل در باشگاه‌های لیگ کشور در سال ۹۱-۱۳۹۰ بودند که در گروه سالم و کروه افرادی که عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی داشته‌اند، قرار گرفتند. گروه سالم ۱۲ فوتبالیست سالم (سن: ۱/۲ ± ۲۵/۸۷ سال، قد: ۴/۶ ± ۱۸۰/۷ سانتی‌متر و وزن: ۵/۱ ± ۷۷/۲۵ کیلوگرم) بودند و گروه دیگر ۱۲ فوتبالیست بودند که عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی داشتند و حداقل دو سال از عمل بازسازی آن‌ها گذشته بود (سن: ۱/۳۹ ± ۲۵/۲۵ سال، قد: ۵/۰ ± ۱۸۱/۳۷ سانتی‌متر و وزن: ۸/۰۲ ± ۷۶/۱۲ کیلوگرم). تمام فوتبالیست‌ها برتری پای راست داشتند و مصدومیت و جراحت جدی در شش ماه گذشته نداشتند. روند کلی انجام پژوهش در شکل شمارهٔ یک نشان داده‌شده است:

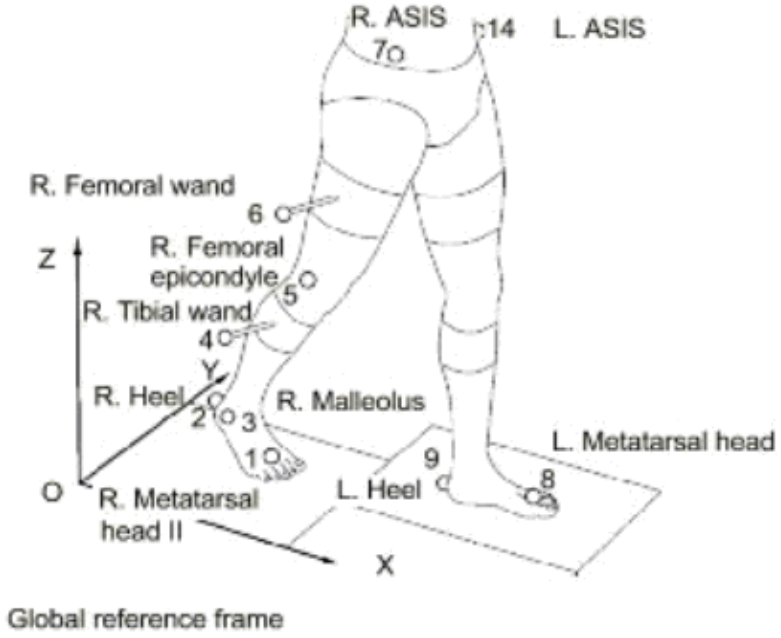


شکل ۱- روند کلی انجام پژوهش

برای ثبت اطلاعات ناشی از حرکات اندام تحتانی هنگام ضربهٔ شوت کاشته از سیستم آنالیز حرکتی[1] با پنج دوربین دیجیتال استفاده شد. دوربین‌های به‌کاررفته وایکون ویکم۴۶۰[2] با فرکانس ۲۰۰ هرتز و ساخت شرکت وایکون[3] انگلیس بودند. برای اینکه حرکت اندام هنگام ضربهٔ شوت کاشته برای

1. Mmotion Analysis System
2. Vicon Vcam
3. VICON

دوربین‌ها قابل‌شناسایی باشد، از نشانگرهایی از نوع غیرفعال و بازتابنده به قطر ۱۴ میلی‌متر استفاده کردیم (شکل شمارهٔ دو). بدین‌منظور نشانگرها را به‌وسیلهٔ چسب دوطرفه در نقاط مشخص آناتومیکی مطابق روش هلن-هایس[1] روی اندام و مفاصل مدنظر نصب کردیم (شکل شمارهٔ سه). برای ثبت اطلاعات قبل از انجام هرگونه حرکتی ، آزمون کالیبراسیون استاتیکی و دینامیکی دقیق اجرا شد. سیکل موردبررسی در این پژوهش از لحظهٔ برخورد پاشنهٔ پای اتکا با زمین[2] تا لحظهٔ برخورد پای ضربه‌زننده با توپ[3] است. تمامی ضربه‌ها در محیط آزمایشگاه روی کفپوش با کفش آدیداس سالنی و با توپ استاندارد سایز پنج موردتأیید فیفا (FIFA approved size 5, mass=0.435kg, 900hPa) انجام شد. برای کنترل توپ از دو رشته تور دروازهٔ فوتبال استفاده شد که به فاصلهٔ نیم‌متر از هم و به فاصلهٔ پنج متر از توپ به‌صورت عمودی آویزان بودند.



شکل ۲- مارکرهای غیرفعال بازتابنده

1. Helen-Hayes
2. Ground Contact (G C)
3. Ball Impact (B I)

شکل۳- مارکرگذاری براساس روش هلن-هایس

به‌منظور جمع‌آوری اطلاعات، بازیکنان به‌مدت ۱۰ دقیقه حرکات کششی و گرم‌کردن عمومی را انجام دادند. برای آمادگی بیشتر شرکت‌کنندگان از هر شرکت‌کننده خواسته شد پنج ضربهٔ کاشته برای گرم‌شدن[1] بزند. توپ روی زمین و به فاصلهٔ پنج متر از هدف (1.5 m ×1.5 m) قرار داشت. هر شرکت‌کننده پس از سه قدم دورخیز و ازآنجاکه زاویهٔ نزدیک‌شدن به توپ می‌تواند بر اندازه‌های کینماتیکی تأثیر بگذارد، با زاویهٔ ۳۰ درجه نسبت به امتداد خطی که مرکز هدف را به توپ متصل می‌کرد، با حداکثر قدرت به توپ ضربه می‌زد. منطقهٔ هدف که از سطح زمین نیم‌متر فاصله داشت، به شکل یک مربع روی توری که برای مهار توپ درنظر گرفته شده بود، به‌صورت رنگی نمایان بود. هر شرکت‌کننده سه ضربهٔ شوت کاشته انجام داد؛ بنابراین، پس از هر ضربه، فیلم توسط پژوهشگران بازنگری و در صورت تأیید، ضربه‌های بعدی زده می‌شدند. ضربه‌های خارج از منطقهٔ هدف ثبت نمی‌شدند.

پس از ثبت حرکات توسط دوربین‌های دیجیتال، با استفاده از نرم‌افزار تحلیل حرکت وایکون[2] مختصات سه‌بعدی نشانگرها در هر لحظه از حرکت ثبت شد، اطلاعات سینماتیک حرکت استخراج شد و در فایل اکسل[3] ۲۰۰۷ ذخیره گردید.

برای مقایسهٔ مقادیر زوایای مفاصل در دو نقطه از حرکت بین گروه‌های تجربی و کنترل و همچنین، برای مقایسهٔ دامنهٔ حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پا از نرم‌افزار اس.پی.اس.اس.[4] نسخهٔ ۱۸ و آزمون آماری تحلیل واریانس چندمتغیره (مانوا) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

1. Warm up
2. ViconWork Station
3. EXCEL
4. SPSS

نتایج

در جدول شمارهٔ یک مشخصات فردی و برخی اندازه‌های آنتروپومتری آزمودنی‌های گروه سالم و گروهی که عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی انجام دادند (گروه ACLR[1])، آورده شده است. با توجه به نتایج آزمون آماری مانوا مربوط به مشخصات فردی دو گروه، در هیچ‌یک از متغیرها تفاوت معناداری بین دو گروه مشاهده نشد ($P > 0.05$). همچنین، با توجه به مقادیر میانگین و انحراف معیار برای قد، طول اندام و ... تفاوت بسیار کم و همگنی زیادی با توجه به آزمون لون[2] مشاهده شد ($P > 0.05$).

جدول ۱- مشخصات فردی آزمودنی‌های گروه‌های سالم و ACLR

گروه	تعداد	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	طول پا (سانتی‌متر)	قطر زانو (سانتی‌متر)	قطر مچ پا (سانتی‌متر)
ACLR	۱۲	۲۵/۲۵±۱/۳۹	۷۶/۱۲±۸/۰۲	۱۸۱/۳±۵/۰	۹۴/۰۰±۳/۷	۱۰/۰±۷/۶۷	۷/۰±۵/۳۵
سالم	۱۲	۲۵/۸۷±۱/۲	۷۷/۲۵±۵/۱	۱۸۰/۷±۴/۶	۹۳/۴±۳۷/۱	۱۰/۰±۶/۴۹	۷/۰±۵/۲۳

سیکل بررسی‌شده برای آنالیز حرکت در این پژوهش از لحظهٔ تماس پاشنهٔ پای اتکا (GC) تا لحظهٔ تماس پای ضربه‌زننده به توپ (BC) است. میانگین زمان این سیکل برای آزمودنی‌های گروه ACLR ۱۳۵ ± ۴/۱ میلی‌ثانیه و برای گروه سالم ۱۲۵ ± ۵/۲ میلی‌ثانیه به‌دست آمد. آزمون لون همگنی واریانسی را در دو گروه تأیید کرد ($P > 0.05$). نتایج آماری تحلیل واریانس نشان داد که گروه ACLR به‌طور معناداری حرکت را آهسته‌تر انجام می‌دادند ($P = 0.000$).

میزان انحراف دو قطعه اندام متصل به هم نسبت به یکدیگر، مشخص‌کنندهٔ زاویهٔ مفصل بین دو عضو است. این تعریف برای مفاصلی مانند زانو و مچ پا کاملاً مشخص است، ولی برای ران میزان انحراف آن نسبت به امتداد تنه درنظر گرفته شده است؛ بنابراین، مقادیر مثبت نشان‌دهندهٔ هایپر اکستنشن ران و مقادیر منفی نشان‌دهندهٔ میزان فلکشن ران است. آزمون مانوا تفاوت معناداری را برای زوایای ران، زانو و مچ پا در دو لحظهٔ GC و BI نشان داد ($P_{wilks}(6,17) = 0.000$). همان‌طورکه در جدول شمارهٔ دو مشاهده می‌شود، تفاوت معناداری در میزان زوایای ران، زانو و مچ پای ضربه‌زننده هنگام تماس پای اتکا، بین گروه‌های سالم و ACLR وجود دارد، اما هنگام تماس پای ضربه‌زننده با توپ تفاوت معناداری برای زاویهٔ ران مشاهده نشد ($P = 0.26$)؛ هرچند تفاوت معناداری برای زاویهٔ زانو و مچ پا در لحظهٔ BI به‌دست آمد ($P < 0.05$).

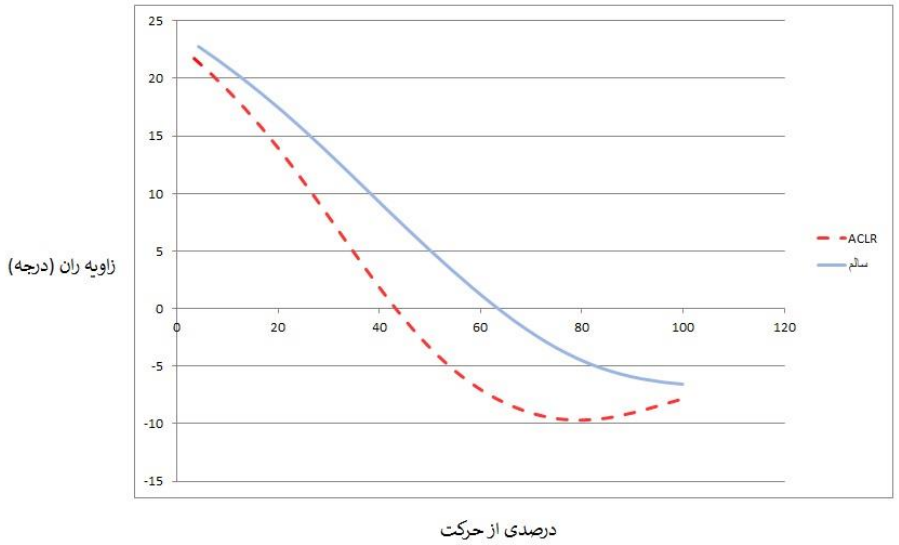
1. Anterior Cruciate Ligament
2. Levene

جدول۲- نتایج آزمون تحلیل واریانس بین‌گروهی برای مقادیر زوایای ران، زانو و مچ پا در لحظهٔ GC و BI

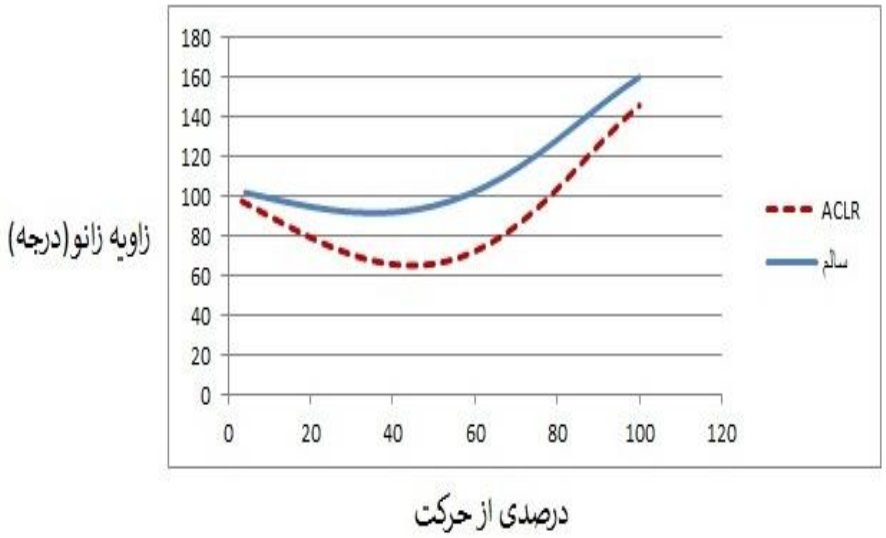
متغیر	گروه	تعداد	±میانگین انحراف معیار (درجه)	ضریب اتا	F	درجه آزادی	معناداری	توان آزمون
زاویهٔ ران هنگام GC	ACLR	۱۲	۲۱/۰±۲۵/۶۶	۰/۴۱	۱۵/۳۹	۱	٭۰/۰۰۱	۰/۹۶
	سالم	۱۲	۲۲/۰±۲۵/۵۷					
زاویهٔ ران هنگام BI	ACLR	۱۲	-۸/۰±۱۳/۷۷	۰/۰۵	۱/۲۸	۱	۰/۲۶	۰/۱۹
	سالم	۱۲	-۷/۰±۷۲/۹۸					
زاویهٔ زانوهنگام GC	ACLR	۱۲	۹۹/۱±۷۰/۴۴	۰/۲۹	۸/۷۷	۱	٭۰/۰۰۷	۰/۸۰
	سالم	۱۲	۱۰۱/۱±۴۴/۴۳					
زاویهٔ زانو هنگام BI	ACLR	۱۲	۱۴۵/۴±۱۳/۶۶	۰/۸۰	۹۰/۲۰	۱	٭۰/۰۰	۱
	سالم	۱۲	۱۶۵/۵±۴۹/۸۵					
زاویهٔ مچ پا هنگام GC	ACLR	۱۲	۱۱۹/۱±۵۵/۲۴	۰/۸۱	۹۴/۷۲	۱	٭۰/۰۰	۱
	سالم	۱۲	۱۲۳/۰±۴۷/۶۳					
زاویهٔ مچ پا هنگام BI	ACLR	۱۲	۱۲۵/۱±۱۶/۰۰	۰/۹۳	۳۲۵/۵۳	۱	٭۰/۰۰	۱
	سالم	۱۲	۱۱۸/۰±۵۸/۷۶					

٭: معناداری در سطح $P < 0.05$

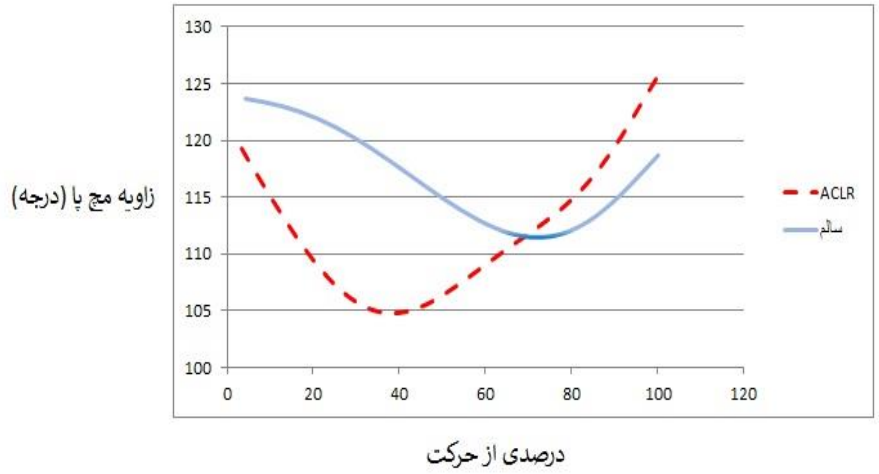
چگونگی تغییرات اندازهٔ زاویهٔ مفاصل ران، زانو و مچ پا در شکل‌های زیر در سیکل موردبررسی در هر لحظه از حرکت، در هر دو گروه آزمودنی به‌خوبی مشاهده می‌شود. محور عمودی مقادیر زوایا را برحسب درجه و محور افقی درصدی از حرکت را نشان می‌دهد.



شکل ۴- تغییر زوایای ران در گروه‌های سالم و ACLR



شکل ۵- تغییر زوایای زانو در گروه‌های سالم و ACLR



شکل ۶- تغییر زوایای مچ پا در گروه‌های سالم و ACLR

با توجه به اختلاف‌های مشاهده‌شده در نمودارهای ترسیم‌شده هنگام ضربهٔ شوت کاشته و با استفاده از آزمون تحلیل واریانس چندگانه، دامنهٔ حرکتی مفاصل ران، زانو و مچ پای آزمودنی‌های دو گروه مقایسه شد. نتایج آزمون مانوا تفاوت معناداری را برای دامنهٔ حرکتی مفاصل نشان داد (Pwilks(3,20) = 0.000). براساس جدول شمارهٔ سه، برای دامنهٔ حرکتی مفصل ران در دو گروه سالم و ACLR تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود (P= 0.32)، ولی برای دامنهٔ حرکتی زانو و مچ پا در دو گروه اختلاف‌ها معنادار شد (P = 0.000).

جدول۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس بین‌گروهی برای دامنهٔ حرکتی مفاصل در دو گروه

متغیر	گروه	تعداد	میانگین± انحراف معیار	ضریب اتا	F	درجه آزادی	معناداری	توان آزمون
دامنهٔ حرکتی ران	ACLR	۱۲	۲۹/۰±۷۲/۶۳	۰/۰۴	۱/۰۰	۱	۰/۳۲	۰/۱۶
	سالم	۱۲	۳۰/۱±۲۷/۰۱					
دامنهٔ حرکتی زانو	ACLR	۱۲	۸۰/۲±۷۷/۸۷	۰/۷۵	۶۹/۰۶	۱	*۰/۰۰	۱
	سالم	۱۲	۷۱/۲±۲۵/۷۳					
دامنهٔ حرکتی مچ پا	ACLR	۱۲	۲۰/۰±۳۹/۷۵	۰/۹۶۸	۶۶۵/۸۶	۱	*۰/۰۰	۱
	سالم	۱۲	۱۲/۰±۴۰/۹۲					

*: معناداری در سطح $P < 0.05$

همچنین، یکی دیگر از اندازه‌گیری‌ها در این پژوهش سرعت زاویه‌ای (مشتق معادلهٔ حرکت در سیستم قطبی در هر لحظه) ران و ساق پا در لحظهٔ تماس پای ضربه‌زننده با توپ است که نتایج آن در جدول شمارهٔ چهار آورده شده است. آزمون تحلیل واریانس مانوا برای مقادیر سرعت زاویه‌ای (برحسب رادیان بر ثانیه) برای زانو و مچ پا نتایج متفاوتی را نشان داد ($P_{wilks}(2,13) = 0.000$). همان‌طورکه در جدول شمارهٔ چهار مشاهده می‌شود، برای سرعت زاویه‌ای ران در گروه‌های سالم و ACLR تفاوت معنادار مشاهده نشد ($P = 0.069$)؛ درحالی‌که سرعت زاویه‌ای قطعهٔ ساق پا در گروه سالم با گروه ACLR تفاوت معنادار داشت ($P = 0.000$).

جدول۴- نتایج آزمون تحلیل واریانس بین‌گروهی سرعت زاویه‌ای ران و ساق پا

متغیر	گروه	تعداد	میانگین± انحراف معیار	F	درجه آزادی	توان آزمون	معناداری
سرعت زاویه‌ای ران	ACLR	۱۲	۲/۰±۶۶/۴۴	۳/۸۸	۱	۰/۴۵	۰/۰۶۹
	سالم	۱۲	۳/۰±۰۷/۳۹				
سرعت زاویه‌ای ساق پا	ACLR	۱۲	۱۹/۱±۸۸/۰۲	۳۰/۷۰	۱	۰/۹۹	۰/۰۰۰*
	سالم	۱۲	۲۳/۱±۴/۴۷				

*: معناداری درسطح $P < 0.05$

بحث و نتیجه‌گیری

هدف اصلی از انجام این پژوهش بررسی الگوی حرکتی اندام تحتانی در ضربهٔ شوت کاشتهٔ فوتبال در بازیکنان نخبهٔ سالم و بازیکنانی بود که عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی انجام دادند. نتایج پژوهش نشان داد که شاخص‌های کینماتیکی ضربهٔ شوت کاشته در دو گروه تفاوت معنادار داشت. با توجه به پیشینهٔ پژوهش در زمینهٔ متغیرهای کینماتیکی ضربهٔ کاشتهٔ شوت فوتبال، در اغلب مطالعات مکانیسم‌های موردبررسی در افراد سالم بوده است که بیشتر به مقایسهٔ تفاوت‌های جنسیتی، تفاوت‌ها در انواع شوت، تفاوت در سطوح متفاوت مهارت و ... پرداخته شده است و در هیچ‌یک از آن‌ها متغیر آسیب مشاهده نمی‌شود. در اغلب پژوهش‌ها که به بررسی هماهنگی حرکت پس از بازسازی لیگامان صلیبی قدامی پرداخته شده است، از تکالیف ساده و عمومی مانند پرش با دو پا، پرش با یک پا، پرش از ارتفاع معین روی زمین، راه‌رفتن و سکسکه‌دویدن استفاده شده است و به بررسی تفاوت‌ها در مکانیسم انجام این تکالیف با گروه‌های سالم پرداخته شده است، ولی در این پژوهش از یک تکلیف کاملاً تخصصی استفاده شده است و برای اولین بار به تجزیه‌وتحلیل مهارت ضربهٔ شوت کاشته در بازیکنان ACLR پرداخته شده است. با توجه به میانگین مقادیر زمان انجام تکلیف در دو گروه یعنی

۴/۱ ± ۱۳۵ میلی‌ثانیه برای گروه ACLR و ۵/۲ ± ۱۲۵ میلی‌ثانیه برای گروه سالم و با توجه به سرعت بالای تکلیف و بررسی نظریه‌های برنامهٔ حرکتی، می‌توان نتیجه گرفت که این حرکات به روش زنجیره و حلقهٔ باز کنترل می‌شوند و به بازخورد متکی نیستند؛ بنابراین، می‌توان اجرای این مهارت را به‌طور مرکزی و در برنامهٔ حرکتی سازمان داد. همچنین، با توجه به اینکه افراد سالم نسبت به گروه آسیب‌دیده مهارت را با سرعت بیشتری انجام دادند، می‌توان نتیجه گرفت که گروه آسیب‌دیده از نیرو به‌عنوان یک پارامتر کنترلی برنامهٔ حرکتی تعمیم‌یافته کمتر بهره برده است. براساس دیدگاه سیستم‌های پویا نیز می‌توان نتیجه گرفت که گروه آسیب‌دیده از درجات آزادی محدودشده‌ای در شکل الگوی سازمان‌یافتهٔ جدیدی برای اجرای مهارت استفاده می‌کند؛ زیرا، مهارت را به‌طور معناداری از گروه سالم آهسته‌تر انجام می‌دهد. با توجه به نمودار زوایای اندام در شکل‌های شمارهٔ چهار، شمارهٔ پنج و شمارهٔ شش و تشابه آن‌ها می‌توان پی برد که در برنامهٔ حرکتی تعمیم‌یافته، بازسازی آسیب لیگامان صلیبی قدامی می‌تواند به‌عنوان یک پارامتر بر زوایا تأثیر بگذارد؛ زیرا، طبق نظر اشمیت[1] (۱۲)، اجراکنندهٔ ماهر ظاهراً حرکت را ازپیش سازمان‌دهی می‌کند تا بتواند از ابتدا آن را به‌درستی انجام دهد و نیاز نداشته باشد حرکت را تغییر دهد یا آن را اصلاح کند؛ بنابراین، تمامی پارامترها را ازقبل سازمان‌دهی می‌کند. با توجه به نمودارهای تغییرات زوایا هنگام ضربه و ازآنجاکه طبق اصل حرکت اندام برای ضربهٔ شوت کاشته می‌توان گفت حرکت در اندام تحتانی از قطعه‌های اندام نزدیک به تنه شروع می‌شود و به اندام انتهایی ختم می‌شود (۲۷)؛ بنابراین، در ضربه‌های سریع قدرت ایجادشده از طرف ران و ساق به پا منتقل می‌شود و بازیکن با قفل‌کردن هرچه‌بیشتر مفصل مچ پا در حرکت دورسی فلکشن نیرو را به توپ منتقل کند. تغییر زوایا در مچ پای گروه سالم و مشاهدهٔ مکانیسم قفل‌شدن هنگام نوسان پای ضربه‌زننده در این گروه نسبت به گروه ACLR به‌خوبی دیده می‌شود؛ زیرا، تغییر زوایا و دامنهٔ حرکتی مچ پا در این گروه به‌طور معناداری از گروه ACLR کمتر است که این مطلب با نظر ناسیا[2](به نقل از ۲۶) در افراد سالم همسوست. با توجه به پژوهش بان[3]و همکاران (۲۸) تنها ۱۵ درصد از انرژی تولیدشده توسط اندام‌ها در انتها توسط پا به توپ منتقل می‌شود. در افرادی که جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی انجام داده‌اند، ازآنجاکه ۸۵ درصد از این نیرو را اندام‌ها باید جذب کنند، مکانیسم قفل‌شدن در مفصل مچ پا دیده نمی‌شود و حرکت مچ در دامنهٔ حرکتی بیشتری مشاهده می‌شود. با توجه به شکل شمارهٔ شش، مقادیر زوایای مچ پا در دو

1. Schmitt
2. Nathia
3. Baune

گروه بیانگر مکانیسمی محدودشده[1]برای گروه سالم و عکس آن، یعنی مکانیسمی آزادشده[2]برای گروه آسیب‌دیده است. آزادشدن درجات آزادی که مکانیسمی خودسازمان‌یافته است، می‌تواند با کاهش فشار بر لیگامان صلیبی قدامی از آسیب مجدد آن جلوگیری کند و نقشی محافظتی ایفا کند؛ بنابراین، در مفصل مچ پا مکانیسمی پیش‌بینی‌نشدنی در موضوع درجات آزادی به‌وقوع می‌پیوندد.

با توجه به مقادیر ارائه‌شده برای زوایا و دامنهٔ حرکتی مفصل زانو در جدول‌های شمارهٔ دو و شمارهٔ سه، وجود اختلاف معنادار در دامنهٔ حرکت، زاویهٔ زانو هنگام GC و زاویهٔ زانو هنگام BI در دو گروه دیده می‌شود. در گروه ACLR در ابتدا مقادیر فلکشن بیشتری برای زانو دیده می‌شود، ولی هنگام تماس با توپ زاویهٔ زانو به‌طور معناداری کمتر گزارش شده است. بان و همکاران (۲۸) در بررسی خود نشان دادند که فشار واردشده به لیگامان صلیبی قدامی در زوایای اولیهٔ فلکشن بیشتر است و نتایج پژوهش حاضر با یافتهٔ مطالعهٔ آن‌ها همسوست؛ زیرا، مکانیسم حرکت طوری تنظیم می‌شود که زاویهٔ زانو هنگام تماس توپ با پا فلکشن بیشتری داشته باشد تا فشار کمتری به لیگامان صلیبی قدامی وارد شود. این مکانیسم جبرانی از آسیب دوباره به لیگامان صلیبی قدامی جلوگیری می‌کند؛ به‌عبارتی، دامنهٔ حرکتی زانو در بازیکنان ACLR به‌سمت فلکشن بیشتر شیفت پیدا می‌کند. با توجه به مقادیر زاویهٔ زانو هنگام ضربه به توپ، افراد آسیب‌دیده به‌طور معناداری حرکت را محدود می‌کنند و از درجات آزادی حرکت کاسته شده است؛ درحالی‌که گروه سالم از درجات آزادی بیشتری بهره می‌برند. این مکانیسم در مفصل آسیب‌دیده به شکل کاملاً معکوس نسبت به مفصل مچ پا روی می‌دهد که با نظر کانزاک[3](۱۳) همسوست. وی بیان می‌کند در تکالیف حرکتی چندمفصلی ممکن است برای درجات آزادی مکانیسم‌های معکوس اتفاق بیفتد. بان و همکاران (۲۸) به بررسی زاویهٔ زانو هنگام فرودآمدن در زنان سالم و زنان ACLR پرداختند. آن‌ها گزارش دادند که زاویهٔ فلکشن زانو در گروهی که عمل بازسازی لیگامان صلیبی قدامی انجام دادند، به‌طور معناداری از گروه کنترل کمتر بود. آن‌ها انقباض کمتر عضلات همسترینگ هنگام فرود در گروه زنان ACLR و انقباض هماهنگ همسترینگ در گروه زنان سالم را علت ایجاد این تفاوت ذکر کردند. این مکانیسم با مکانیسم شرح‌داده‌شده برای ضربهٔ شوت کاشته متفاوت است که احتمالاً وجود دو عملکرد انقباضی متفاوت در عضلات چهارسرانی در دو تکلیف، یعنی انقباض اکسنتریک و کانسنتریک موجب این تفاوت شده است. همچنین، آزمودنی‌های پژوهش بان و همکاران زنان بودند؛ درحالی‌که در این پژوهش مردان شرکت کرده بودند.

1. Freezing
2. Freeing
3. Konczak

احتمالاً این تفاوت مکانیسمی ممکن است به تفاوت‌های مردان و زنان در مکانیسم‌های جبرانی مربوط باشد.

از مقادیر جدول‌های شمارهٔ دو و شمارهٔ سه دریافت می‌شود که اختلاف بسیار کمی در زوایا و دامنهٔ حرکتی ران که اولین قطعهٔ حرکتی برای اجرای ضربهٔ شوت کاشته در اندام تحتانی است، مشاهده می‌شود. تفاوت‌های معناداری فقط هنگام GC در زاویهٔ هایپر اکستنشن ران مشاهده می‌شود که گروه سالم نسبت به گروه ACLR از زاویهٔ بیشتر عقب‌رفتن ران برای ایجاد ضربه کمک می‌گیرند. این امر ممکن است به ایجاد تفاوت در سرعت زاویه‌ای ران در دو گروه و درنهایت به ایجاد تفاوت معنادار در سرعت زاویه‌ای قطعهٔ ساق در دو گروه منجر شده باشد. دانستن این مکانیسم جبرانی می‌تواند به پژوهشگران، بازیکنان و مربیان ورزشی به‌منظور تمرین، آموزش و انتخاب بازیکن مناسب برای تیم موردرهبری کمک کند.

به‌طورکلی، با مقایسهٔ متغیرهای ذکرشده می‌توان گفت که گروه ACLR در تمام سه قطعهٔ بررسی‌شده طوری برنامهٔ حرکتی را پارامتریزه می‌کنند که فشار کمتری به لیگامان صلیبی قدامی وارد شود. این اختلاف‌ها در ران کمترین اثر را دارد. سپس، هرچه به انتهای حرکت و اندام‌های دورتر می‌رسیم، این تغییرات در دو گروه بیشتر می‌شود؛ به‌طوری‌که ضریب اتا بیانگر میزان تأثیر آسیب لیگامان صلیبی قدامی در ایجاد اختلاف برای زوایای مفاصل هنگام BI برای ران، زانو و مچ پاست؛ بنابراین، جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی می‌تواند در برنامهٔ حرکتی یک زنجیرهٔ جنبشی باز، بیشترین تأثیر را در اندام‌های دورتر از تنه و کمترین تأثیر را در اندام‌های نزدیک به تنه داشته باشد.

اورتز[1] و همکاران (۲۹) به بررسی زوایای ران و زانو هنگام پرش از سکوی ۳۰ سانتی‌متری پرداختند. آن‌ها از گروه زنان سالم و گروه زنانی که عمل جراحی بازسازی لیگامان صلیبی قدامی انجام دادند، استفاده کردند. آن‌ها در پژوهش خود به هیچ‌گونه تفاوت معنادار در مقدار زوایای ران و زانو اشاره نکردند ($P = 0.05$). آن‌ها نبود تفاوت معنادار را احتمالاً دوباره ذخیره‌شدن برنامهٔ حرکتی این تکلیف ذکر کردند. این تکلیف نسبت به تکلیف ضربهٔ کاشتهٔ شوت فشار کمتری به لیگامان صلیبی قدامی وارد می‌کند؛ بنابراین، نوع تکلیف می‌تواند تأثیر بسزایی در تغییر برنامهٔ حرکتی پس از بازسازی لیگامان صلیبی قدامی داشته باشد.

پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آینده به بررسی نحوهٔ فعال‌شدن عضلات درگیر در ضربهٔ شوت کاشته به‌وسیلهٔ الکترومیوگرافی پرداخته شود. همچنین، می‌توان پژوهش‌های دیگری درمورد بررسی کینماتیکی و کینتیکی اندام فوقانی و بررسی کینتیکی پای ضربه‌زننده انجام داد.

1. Ortiz

منابع

1. Dvorak J, Junge A. Football injuries and physical symptoms. The American journal of sports medicine. 2000 Sep;28(5_suppl):3-9.
2. Sunami S, Maruyama T. Motion and EMG analysis of soccer-ball heading for the lateral direction. Football Science. 2008; 5:7-17.
3. Johnson P, Mariayyah P. Effect of selected hathayogic practices in enhancing kicking ability in soccer playing. Journal of Exercise Science and Physiotherapy. 2007 Dec 1;3(2):168-70.
4. Katis A, Giannadakis E, Kannas T, Amiridis I, Kellis E, Lees A. Mechanisms that influence accuracy of the soccer kick. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2013 Feb 1;23(1):125-31.
5. Kellis E, Katis A. Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. Journal of sports science & medicine. 2007 Jun;6(2):154.
6. Arpinar-Avsar P, Soylu AR. Consistency in acceleration patterns of football players with different skill levels. Journal of sports science & medicine. 2010 Sep;9(3):382.
7. Bandyopadhyay A, Shaharudin S. Anterior cruciate ligament injuries in soccer players: an overview. International Journal of Sports Science and Engineering. 2009;3(1):50-64.
8. Cramer HM. *A kinetic and kinematic analysis of gender differences in the support leg during a place kick* (Master's thesis).2011.
9. Neumann, D. A. Kinesiology of the Musculoskeletal System. 2002; mosby, Elsevier.
10. Yosmaoglu HB, Baltaci G, Kaya D, Ozer H. Tracking ability, motor coordination, and functional determinants after anterior cruciate ligament reconstruction. Journal of sport rehabilitation. 2011 May 1;20(2): 207-18.
11. Leporace G, Metsavaht L, Oliveira LPD, Nadal J, Batista LA. Motor coordination during gait after anterior cruciate ligament injury: A systematic review of the literature. Revista Brasileira de Ortopedia. 2013;48(4):293-9.
12. Schmidt RA. Motor learning and practice from principles to practice. 1st edition. Trans Namazi Zadeh M, Kazem SM, preacher Mousavi. Tehran: Aram Publications; 2000. p. 137-45.
13. Konczak J, vander Velden H, Jaeger L. Learning to play the violin: Motor control by freezing, not freeing degrees of freedom. Journal of Motor Behavior. 2009;41(3):243-52.
14. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. Journal of athletic training. 2002 Jan;37(1):71.
15. Ortiz A, Olson S, Libby C, Etnyre B, Jackson E, Bartlett W, Kwon YH. Landing Mechanics Between Non-Injured Women and Women with ACL Reconstruction During a 40-cm Drop Jump: 1672Board# 162 May 30 2: 00 PM-3: 30 PM. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2007 May 1;39(5): 268-9.
16. Denti M, Randelli P, Vetere DL, Moioli M, Bagnoli I, Cawley PW. Motor control performance in the lower extremity: normals vs. anterior cruciate ligament reconstructed knees 5–8 years from the index surgery. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2000 Sep 1;8(5):296-300.
17. McLean BD, Tumilty DM. Left-right asymmetry in two types of soccer kick. British Journal of Sports Medicine. 1993 Dec 1;27(4):260-2.
18. William Roy Barfield, Bing Yu. Kinematic Instep Kicking Difference Between Elite Female and Male Soccer Players. Journal of Sports Science and Medicine. 2002; 1:72-9.

19. Nunome H, Asai T, Ikegami Y, Sakurai S. Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2002 Dec 1;34(12):2028-36.
20. Kellis E, Katis AT, Gissis IO. Knee biomechanics of the support leg in soccer kicks from three angles of approach. Medicine and Science in sports and exercise. 2004 Jun 1;36(6):1017-28.
21. Göktepe A, Karabörk H, Ak E, Çiçek Ş, Korkusuz F. Kinematic analysis of penalty kick in soccer. 2008;23(2): 262-4.
22. Gheidi N, Sadeghi H. Kinematic comparison of successful and unsuccessful instep kick in indoor soccer. American Journal of Applied Sciences. 2010;7(10):1334-40. (In Persian).
23. Hideyuki Ishii, ShizuoKatamoto, Takeo Maruyama. Theoretical study of factors affecting ball velocity in instep soccer kicking. Journal of Applied Biomechanics. 2012; 28:258-70.
24. Barnes S, Sterzing T, Ball K. Kinematic Comparison of Kicking A Stationary And Rolling Ball. InISBS-Conference Proceedings Archive 2013 Aug 29.
25. Rogan S, Hilfiker R, Clarys P, Clijsen R. Position-specific and team-ranking-related morphological characteristics in German amateur soccer players-a descriptive study. International Journal of Applied Sports Sciences. 2011;23(1):168-82.
26. Debra J, Rose, Robert W. Christina. Motor control. 1st edition. Trans Namazizadeh M, Jalali Sh. Tehran: Nursi Publications; 2008. p. 60-2
27. Eslami M, Damavandi M. Biomechanics and motion analysis. 1st edition. Tehran: Institute of Physical Education and Sport Sciences;2015. p. 89-92. (In Persian).
28. Brittni Baune, Jennifer Henderson, Jenna Merchant, Jenna Merchant n. 3D knee kinematics and kinetics with visual disruption in subjects with ACL reconstruction. Available at: website: https://sophia.stkate.edu/dpt_papers/6 [cited 2011].
29. Ortiz A, Olson S, Libby C, Etnyre B, Jackson E, Bartlett W, Kwon YH. Landing Mechanics Between Non-Injured Women and Women with ACL Reconstruction During a 40-cm Drop Jump: 1672Board# 162 May 30 2: 00 PM-3: 30 PM. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2007 May 1;39(5): S268-9.

استناد به مقاله

امینی محمدمهدی، عرب‌عامری الهه، علیزاده محمدحسین، طباطبایی قمشه سیدفرهاد. مقایسهٔ الگوی حرکتی اندام تحتانی بازیکنان فوتبال نخبهٔ سالم و آسیب‌دیده پس از عمل جراحی بازسازی ACL هنگام اجرای ضربهٔ کاشته شوت فوتبال. رفتار حرکتی. تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۴۰): ۶۴-۱۴۵. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/mbj.2019.7299.1797

Amini M. M, Arabameri E, Alizadeh M. H, Tabatabaee Ghomshe S. F. Motor Coordination of Instep Soccer Kick in Elite Soccer Players after ACL Re-Construction Surgery. Motor Behavior. Summer 2020; 12 (40): 145-64. (In Persian). Doi: 10.22089/mbj.2019.7299.1797

Motor Coordination of Instep Soccer Kick in Elite Soccer Players After ACL Re-Construction Surgery

M.M. Amini[1], E. Arabameri[2], M.H. Alizadeh[3], S.F. Tabatabaee Ghomshe[4]

1. Ph.D. Student in Development and Motor Learning, Tehran University (Corresponding Author)
2. Associated Professor of Development and Motor Learning, Tehran University
3. Associated Professor of Sport Pathology and Corrective Exercise, Tehran University
4. Assistant Professor of Biomedical Engineering-Biomechanic, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences

Received: 2018/03/08 **Accepted: 2018/08/04**

Abstract

The aim of this study was to investigate Motor coordination of lower extremity in instep soccer kick. The participant of this study were 24 elite soccer players of professional Iran league which weren't have any injury in last 6 months. Twelve healthy subject (age 25.87±1.2years, height180.7± 4.6cm, and weight 77.25 ± 5.1 kg) and twelve ones (age25.25± 1.39 years, height181.37 ±5.0cm, weight 76.12±8.02kg) were the players who at least 2 years passed of their ACL reconstruction surgery. After 10 minutes of warm-up and performing five instep kicks, fifteen 14 mm spherical reflective marker were installed on specific anatomical points in the lower extremities; Then subjects performed instep kicks for three times. For performing each kicks subject keep out 3 steps from ball, then approach to the ball with 30° angle and kicks the specific goal are with dimension of $1.5^{m}{}_{x}1.5^{m}$, 5^{m} distance to the ball and 0.5-meter distance from the ground. The kicks were records by motion analysis system with five digital cameras (Viconvcam 460) with a frequency of 200 Hz. Angels and ranges of motion of the hip, knee, ankle, foot& also thigh and shank angular velocity were calculated by using of Vicon work Station and Excel-2007 in the setting of MATLAB software. Data analysis were done in SPSS-18 software and by using of MANOVA test at significance level of 0.05. Significant difference results indicated in hyper extension angle of the hip, knee and ankle angle ($P<0.05$) but there was no significant difference in range of motion of the hip and thigh angle before ball impact ($P>0.05$). and also, there was no significant difference between the angular velocity of the hip of two groups ($P=0.63$). However, significant difference was found in the angular velocity of the shank in both groups ($P=0.00$). According to these results it can be concluded that reconstructed ACL surgary would change the mechanism of control& motor program of instep soccer kick and would have the most effective in the ankle &

1. Email: mmamini33@yahoo.com
2. Email: eameri@ut.ac.ir
3. Email: alizadehm@ut.ac.ir
4. Email: tabatabai@aut.ac.ir

knee angle and have the lowest impact on the movement of the hip. Therefore, it is recommended that coaches& those who involved in sports teams should pay attention to these results.

Keywords: Instep Soccer Kick, Motion Analysis, Motor Coordination, ACL Reconstruction.