

خوشه‌بندی دوندگان سالم بر اساس الگوی‌های کینماتیکی سه‌بعدی لگن حین دویدن

با استفاده از روش سلسله مراتبی

داود خضری^۱، منصور اسلامی^۲، روح الله یوسف پور^۳

چکیده

مقدمه و هدف: حرکت غیر نرمال لگن با آسیب‌های مرتبط با دویدن همراه بوده است. این درحالی است که یافتن مقدار نرمال حرکت لگن به دلیل وجود گستردگی در دامنه‌ی حرکت آن دشوار است. احتمالاً دلیل این گستردگی‌ها در دامنه‌ی حرکتی لگن وجود گروه‌های همگن افراد سالم بر اساس حرکت آن باشد. بنابراین اولین هدف پژوهش حاضر یافتن گروه‌های همگن سالم بر اساس حرکت لگن بود. دومین هدف پژوهش حاضر بررسی تفاوت‌ها در الگوی حرکتی و مولفه‌های اصلی گروه‌های همگن یافت شده، بود.

روش شناسی: حرکت سه‌بعدی لگن حین دویدن از ۹۰ نفر دهنده‌ی سالم جوان ثبت و ضبط شد. برای کاهش بعد داده‌ها از تحلیل مولفه‌های اصلی استفاده شد. برای یافتن گروه‌های حرکتی همگن از روش سلسله مراتبی استفاده شد. برای بررسی تفاوت الگوهای حرکتی لگن و مولفه‌های اصلی بین گروه‌های همگن یافت شده، از آزمون آنالیز واریانس (ANOVA) استفاده شد.

یافته‌ها: بر اساس نتایج پژوهش حاضر دو گروه همگن ۵۴ و ۳۶ نفری در بین دوندگان وجود دارد. عمده‌ی تفاوت‌های بین دو گروه در حرکت لگن در صفحات سهمی و افقی بود.

نتیجه‌گیری: پیدا کردن گروه‌های همگن افراد سالم بر اساس حرکت لگن می‌تواند در تفسیر درست حرکات لگن و همچنین ریشه‌یابی آسیب‌های مرتبط با دویدن و بازتوانی آن‌ها مفید باشد.

واژگان کلیدی: حرکت لگن، تحلیل مولفه‌های اصلی، سلسله مراتبی، دویدن

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۲. دانشیار بیومکانیک ورزشی دانشکده علوم ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران، نویسنده مسئول msseslami@gmail.com

۳. دانشیار دانشکده علوم ریاضی و آمار دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۵۰ تا ۷۵ درصد دوندگان از آسیب‌های مرتبط با استفاده بیش از حد^۱ از مفاصل و اندام‌ها حین دویدن رنج می‌برند (۱). ۱۱ تا ۱۳ درصد از این آسیب‌ها در ناحیه لگن و مهره‌های کمری اتفاق می‌افتد (۲،۳). آسیب‌های ناحیه لگن شامل استرس سمفیس استخوان شرم‌گاهی^۲ استرس فراکچر^۳ لگن و اسپندولوزیس^۴ می‌باشند (۲،۴،۵). هرچند که شیوع آسیب‌های ناشی از دویدن در ناحیه لگن به مراتب کمتر از بقیه نواحی بدن است اما فرایند توانبخشی و بازتوانی در این ناحیه بسیار طولانی‌تر است (۳،۶). درک درست رفتار حرکتی لگن می‌تواند در آسیب‌شناسی و همچنین بازتوانی و توانبخشی مفید باشد.

حرکت لگن نقش مهمی را در دویدن ایفا می‌کند، این اندام نیروهای گشتاوری تولیدی از اندام تحتانی، ثبات حرکت مرکز ثقل و تعادل گشتاور زاویه‌ای پای در حال نوسان را تسهیل و تعدیل می‌کنند (۷). لگن در لحظه برخورد پا با زمین حین دویدن و راه رفتن وزنی معادل ۲/۷ تا ۵/۷ برابر وزن بدن را تحمل می‌کند (۳). بنابراین با توجه به مقدار نیروی اعمالی به لگن به عنوان نقطه‌ای که نیروهای اندام تحتانی را به تنه و یا برعکس انتقال می‌دهد (۳،۷)، احتمالاً تغییر در حرکت نرمال لگن می‌تواند باعث آسیب‌های مرتبط با دویدن شود. بطوری که گزارش شده است افزایش حرکت سهمی لگن با سندرم درد ایلوتیبیال باند ارتباط دارد (۳،۸). در تحقیقات دیگر گزارش شده است که درد کشککی-رانی^۵ به طور غیر مستقیم از افزایش تیلت قدامی لگن ناشی می‌شود، بطوری که افزایش تیلت قدامی با افزایش چرخش داخلی ران همراه است. این افزایش چرخش داخلی بیشتر ران منجر به وارد آمدن فشار بیشتر بر قسمت خارجی کشکک می‌شود که این امر یکی از عوامل ایجاد سندروم درد کشککی-رانی است (۹). مکانیزم جبرانی ناشی از حرکت بیش از حد لگن باعث آسیب‌های ورزشی در رباط صلیبی قدامی نیز می‌شود. بطوری که لسی و همکاران (۲۰۱۶) گزارش کردند که افتادگی یک سمت لگن هنگام راه رفتن و دویدن از طریق افزایش گشتاور آبداکشنی زانو می‌تواند باعث آسیب رباط صلیبی قدامی شود (۱۰). همچنین گزارش شده است تیلت قدامی لگن مستقیماً باعث کوتاهی عضلات فلکسور ران می‌شود (۳). به‌علاوه افزایش حرکت سهمی لگن با کاهش انعطاف‌پذیری عضلات همسترینگ همراه بوده است (۳). در این تحقیقات آسیب‌های مرتبط با دویدن و مکانیزم‌های منجر به آسیب در ناحیه لگن را به حرکت بیش از حد و غیر نرمال لگن نسبت داده‌اند (۷-۱۰، ۳). با وجود اینکه این پژوهش‌ها از واژه‌های نرمال و غیرنرمال یا بیش از حد برای توصیف حرکت لگن و ارتباط با آسیب به طور مداوم استفاده کرده‌اند اما تابحال مقدار نرمال حرکت لگن مشخص نشده است.

احتمالاً دلیل مشخص نبودن مقدار نرمال حرکت لگن وجود پراکندگی زیاد در مقادیر ارائه شده برای حرکات لگن است. در یک مطالعه مروری بیان شد دامنه حرکتی نرمال گزارش شده برای لگن در ادبیات گذشته بسیار متغیر است بطوری که کمترین دامنه نرمال برای حرکت خم شدن لگن برابر 7 ± 24 درجه و بیشترین مقدار آن 10 ± 75 درجه بوده است (۱۱). در صفحات دیگر حرکتی نیز دامنه نرمال بسیار متفاوت گزارش شده است (۱۱). با وجود اینکه گستردگی در دامنه حرکتی لگن زیاد است، اما با بررسی این دامنه توانسته شده است افراد را بر اساس سطح مهارت، پیشینه ورزشی، آسیب‌دیدگی و سالم بودن گروه‌بندی کرد (۱۲). پریس و همکاران یافتند

1. Overuse running injuries
2. Pubic stress symphysis
3. Stress fracture

4. Spondylosis
5. Patella-femoral pain syndrome

که با افزایش سرعت دویدن دامنه‌ی حرکت لگن در همه صفحات حرکتی افزایش می‌یابد، بطوری که با افزایش سرعت حرکت از $\frac{2}{3}$ به $\frac{3}{8}$ متر بر ثانیه دامنه‌ی حرکت لگن در صفحه‌ی عرضی ۵ درجه افزایش و بر همین اساس می‌توان دوندگان ماهر و تفریحی را بر اساس کینماتیک لگن از هم تمیز داد (۱۳). هرچند که با توجه به حرکت لگن برخی از گروه‌بندی‌ها (گروه‌بندی بر اساس سطح مهارت، پیشینه‌ی ورزشی و آسیب‌دیدگی) انجام شده است (۱۲)، اما تا بحال گروه‌های افراد سالمی که الگوی حرکت لگن مشابهی دارند مشخص نشده است. این درحالی است که در بین افراد سالم گروه‌های سالم همگن از نظر حرکت اندام‌ها وجود دارد (۱۴-۱۷). این گروه‌ها از افراد سالم را خوشه‌های افراد سالم یا گروه‌های عملکردی می‌نامند. یافتن این خوشه‌های افراد سالم می‌تواند در تفسیر دلیل وجود گستردگی در دامنه‌ی حرکات لگن کمک کند. احتمالاً وجود این گروه‌های عملکردی تفسیر بهتری از گستردگی در دامنه‌ی حرکتی لگن را ارائه دهد.

تا کنون در تحلیل راه رفتن و دویدن از متغیرهایی مانند نقاط بیشینه، کمینه و یا دامنه‌ی حرکات مفاصل و یا اندام‌ها استفاده شده است. گفته شده است که این روش‌ها احتمالاً پیداکردن اختلاف در گام‌برداری افراد سالم و بیمار را کاهش می‌دهد به این دلیل که برداشت متغیرهای از پیش تعریف شده به فرد بستگی دارد و در واقع روند کلی منحنی اصولاً نادیده گرفته می‌شود (۱۸). تفاوت تحلیل مولفه‌های اصلی (PCA) نسبت به روش‌های انتخاب اوج‌ها و یا میانگین در این است که از کل سری زمانی گام‌برداری برداشت اطلاعات می‌کند (۱۹). تحلیل مولفه‌های اصلی می‌تواند بدون تعیین متغیر از پیش تعیین شده‌ی خاصی روی مجموعه‌ی داده‌ها اجرا شود و ویژگی‌های منحنی را برای تعیین تفاوت بین گروه‌ها استخراج کند (۲۰، ۲۱). همچنین تحلیل مولفه‌های اصلی تعدادی کمتری از عوامل را تحت عنوان مولفه‌های اصلی از میان عوامل اولیه انتخاب می‌کند. با این عمل داده‌های کم اهمیت حذف می‌شوند (۲۰-۲۲). هنگامی که ابعاد داده‌ها زیاد است از این روش برای کاهش بعد داده‌ها استفاده می‌شود. با توجه به بعد زیاد متغیرهای زمانی (مانند زوایای مفاصل)، برای تحلیل جامع و همچنین کاهش بعد آنها از تحلیل مولفه‌های اصلی استفاده شده است. مولفه‌های اصلی ناشی از این تحلیل ورودی ماشین‌های یادگیری بوده‌اند (۱۶، ۱۷، ۲۳). در ادبیات تحقیق روش‌های مختلف ماشین‌های یادگیری تحت عنوان روش‌های با نظارت مانند SVM^۲ (۲۳) و روش‌های بدون نظارت مانند روش سلسله مراتبی^۳ (HCA) بکار برده شده است (۱۶، ۱۷). روش بدون نظارت سلسله مراتبی امکان گروه‌بندی افراد همگن را بر اساس حرکت اندام‌ها بدون هیچ برچسب و تمرینی در ماشین یادگیری فراهم می‌کند.

در تحقیقات گذشته برای بدست آوردن گروه‌های عملکردی از روش آنالیز خوشه‌ای سلسله مراتبی، بر اساس حرکت مچ پا، زانو و ران استفاده کرده‌اند. برای مثال از این روش برای خوشه‌بندی افراد دارای الگوهای حرکتی یکسان در افراد فلج مغزی^۴ (۲۴)، سکته مغزی^۵ (۲۵) و همچنین افراد سالم (۱۴-۱۷) استفاده شده است. در طی مطالعه‌ای، ۸ گروه همگن از افراد سالم در بین ۸۸ نفر آزمودنی بر اساس مختصات سه‌بعدی ۱۲ نشانگر گذاشته شده بر روی اندام تحتانی آنها یافت شد. این گروه‌ها با استفاده از روش آنالیز خوشه‌ای سلسله مراتبی پیدا شدند (۱۶). همچنین آنگکون و همکارانش (۲۰۱۶) در بین ۱۲۱ نفر دوندگی سالم بر اساس این روش دو گروه سالم را بر اساس تفاوت زوایای زانو در صفحات حرکتی سهمی و عرضی پیدا کردند (۱۷). در همه‌ی این تحقیقات ورودی روش سلسله مراتبی، مولفه‌های اصلی بدست آمده از داده‌های کینماتیک، جهت کاهش بعد داده‌ها بود. این

1. Principal component analysis
2. Support vector machine
3. Hierarchical

4. Cerebral palsy
5. Chronic stroke

یافته‌ها نشان می‌دهد که روش آنالیز سلسله مراتبی و تحلیل مولفه‌های اصلی به خوبی توانسته است که خوشه‌های افراد سالم را مشخص کند.

تا بحال تحقیقات زیادی با محوریت برر سی کینماتیک اندام تحتانی و ریشه‌یابی آسیب‌های ناشی از دویدن انجام شده است. با این وجود تحقیقات خیلی کمی با تمرکز بر کینماتیک لگن و آسیب‌های دویدن مرتبط با آن انجام شده است (۳،۲۶،۲۷). حرکت لگن به عنوان نقطه‌ای از بدن که توزیع وزن را به پاها انجام می‌دهد و همچنین حرکت را از تنه به تحتانی و تحتانی به تنه انتقال می‌دهد، بسیار مهم است (۲۸). بنابراین یافتن مقادیر نورمی حرکت لگن می‌تواند در تفسیر در ست نتایج پژوهش‌ها و ریشه‌یابی آسیب مفید باشد. از طرفی با توجه به اینکه گروه‌های همگن سالم از دوندگان بر اساس حرکت اندام‌ها وجود دارد. هدف از پژوهش حاضر اول پیدا کردن گروه‌های افراد سالم بر اساس حرکت لگن با استفاده از روش سلسله مراتبی است و دوم بررسی تفاوت‌های این گروه‌های افراد سالم در زوایای حرکت لگن در سه صفحه‌ی حرکتی و مولفه‌های اصلی بدست آمده از این زوایا است. بر اساس نتایج تحقیقات گذشته فرضیه ما این است که بر اساس حرکت لگن، بیشتر از یک گروه در افراد سالم وجود دارد که این گروه‌ها بر اساس مولفه‌های اصلی زوایای لگن درست می‌شوند. همچنین با توجه به این که آزمودنی‌های تحقیق حاضر گروه بزرگی از دوندگان سالم بدون سابقه‌ی آسیب هستند می‌توان دامنه‌ی حرکتی هر گروه را به عنوان دامنه‌ی نورمی گروه مورد نظر معرفی کرد.

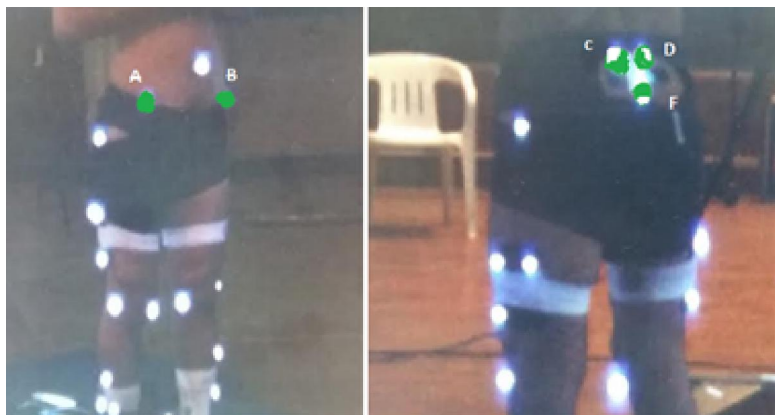
روش شناسی

بر اساس گزارش فدراسیون پزشکی استان مازندران جامعه‌ی آماری دوندگان مرد این استان ۱۳۶ نفر می‌باشد. از این ۱۳۶ نفر ۱۱۳ نفر بر اساس گزارش شفاهی خودشان سالم و بدون هیچ گونه آسیب دیدگی ناشی از دویدن بودند. از این تعداد ۹۰ نفر بعد از غربالگری دوباره در تحقیق حاضر شرکت کردند. غربالگری به این صورت بود که آزمودنی‌های جوان استان مازندران که در ۶ ماه گذشته به صورت منظم هر هفته ۳ جلسه به مدت نیم ساعت در هر جلسه دویده‌اند، به صورت دسترس انتخاب می‌شدند. تمامی آزمودنی‌ها رضایت‌نامه‌ی شرکت در آزمون را امضا کردند. مشخصات آنترپومتریکی، سوابق ورزشی و آسیب‌دیدگی‌های آزمودنی‌ها ثبت شد. نداشتن سابقه جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی، آسیب‌های حاد یا آسیب‌های ناشی از دویدن، ضربات جدی در اندام تحتانی و عدم استفاده از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، نداشتن ناهنجاری‌های ساختاری و عملکردی مانند گودی کمر، صافی کمر، کف پای صاف و گود و همچنین زانوی ضربدری و پرنانزی، عدم استفاده از هر گونه کفی، نداشتن دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی در ۶ ماه قبل از آزمون و نداشتن هیچ گونه دردی در سه ماه قبل از آزمون از شرایط ورود آزمودنی‌ها به تحقیق بود. اطلاعات مربوط به تست غربالگری توسط فیزیوتراپ متخصص کنترل شد. مشخصات دموگرافیکی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱. مشخصات دموگرافیکی و سرعت دوندگان شرکت کننده در پژوهش.

مشخصات آنتروپومتریکی	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	سن (سال)	سرعت دویدن (متر بر ثانیه)	سابقه‌ی دویدن (سال)
آزمودنی‌ها	$\pm 7/10$ ۷۳/۱۴	$\pm 5/93$ ۱۷۷/۷۰	$\pm 3/76$ ۲۲/۵۸	$2/8 \pm 0/75$	$3/68 \pm 2/10$

شش دستگاه دوربین ویدیویی باسلر با سرعت تصویربرداری ۲۰۰ هرتز حول نوارگردان بصورت دایره‌ای چیده شدند. قبل از انجام آزمون دویدن مختصات مرجع روی نوارگردان به وسیله‌ی یک مکعب نشانگرگذاری شده توسط تمامی دوربین‌ها تصویر برداری شد. سپس اندام تحتانی دو طرف بدن آزمودنی‌ها توسط نشانگرهای منعکس کننده‌ی نور ۹ میلیمتری نشانگرگذاری شد. در تحقیق حاضر از نشانگرهای روی برجستگی‌های خار خاصه‌ی قدامی فوقانی دو طرف لگن (ASIS) (به عنوان نشانگرهای‌های آناتومیک) و یک کلاستر شامل سه نشانگر روی ساکروم (بین دو خار خاصه خلفی فوقانی) هم به عنوان نشانگرهای آناتومیک و هم ره‌گیری استفاده شد (شکل ۱) (۱۷). اندام لگن در فریم آناتومیک توسط دو نشانگر ASIS و نقطه‌ی وسط سه نشانگر روی کلاستر تعریف شد. تمامی نشانگرها هنگام ثبت فریم آناتومیک روی موقعیت آناتومیک تعریف شده قرار گرفته بودند. از کلاستر روی ساکروم جهت ره‌گیری لگن حین حرکت استفاده شد. در حین انجام تست نشانگرهای آناتومیک (نشانگرهای روی ASIS راست و چپ) جدا شد و فقط نشانگرهای ره‌گیری (کلاستر روی قسمت پشت لگن) باقی ماندند. از نشانگر روی پاشنه برای تعیین شروع و پایان سیکل گام استفاده شد، به طوری که هر سیکل گام دویدن از لحظه‌ی برخورد نشانگر روی پاشنه (کمترین فاصله با زمین) تا برخورد مجدد همان نشانگر با زمین تعریف شد (۱۳). آزمودنی‌ها روی نوارگردان به مدت ۳ دقیقه با سرعت دلخواه دویدند، ۱۰ گام از این ۳ دقیقه جهت تحلیل کینماتیک سه‌بعدی انتخاب شد. ضمناً به آزمودنی‌ها فرصت کافی جهت آشنایی با پروتکل داده می‌شد. مختصات سه‌بعدی ماکرها ثبت شده به وسیله‌ی دوربین‌ها در سیستم سیمی موشن تعیین شد.



شکل ۱: نشانگرگذاری روی اندام لگن، نشانگرهای که با رنگ سبز مشخص شده‌اند، نشانگرهای آناتومیک هستند و نشانگرهای که با رنگ سفید هم نشانگر آناتومیک و هم ره‌گیری هستند. نشانگر A= خار خاصه قدامی فوقانی راست، B= خار خاصه قدامی فوقانی چپ و C, F, D نشانگرهای ره‌گیری و آناتومیک بودند.

برای استفاده از داده‌های ثبت شده‌ی دوربین‌ها، داده‌های خام با استفاده از فیلتر پایین گذر باتورث مرتبه‌ی دوم^۱ در فرکانس برشی ۱۶ هرتز شد. فرکانس برشی با استفاده از تکنیک تحلیل باقی مانده^۲ برای داده‌ها تعیین شد. بعد از فیلترینگ داده‌ها زوایای سه‌بعدی لگن بر اساس مختصات سه‌بعدی نشانگرها از روش توالی کاردان-اولر محاسبه شد (۲۹).

بعد از جدا سازی گام‌ها در بازه انجام دویدن، هر سیکل از گام به ۱۰۰ نقطه هنجار شد. در نتیجه زوایای هر صفحه‌ی حرکتی یک ماتریس ۱ در ۱۰۰ بودند. زوایا سه صفحه‌ی حرکتی سهمی، عرضی و افقی لگن حساب شده بودند، بنابراین سه ماتریس ۱۰۰*۱ برای هر نفر ورودی تحلیل مولفه‌های اصلی و ما شین یادگیری جهت پردازش بودند. با توجه به اینکه تعداد آزمودنی‌های تحقیق ۹۰ نفر بودند. ماتریس ورودی این پردازش‌ها سه ماتریس ۱۰۰*۹۰ بود.

روش PCA برای کاهش ابعاد داده‌ها کینماتیک سه‌بعدی لگن استفاده شد. برای اجرای PCA روی هر نوع داده‌ای باید پیش فرض‌های مربوط به آن رعایت شود. این پیش فرض‌ها شامل: ۱- اندازه‌پذیر بودن داده‌ها، ۲- وجود رابطه‌ی خطی در داده‌ها، ۳- تعداد نمونه کافی، ۴- متناسب برای کاهش بعد و ۵- عدم وجود داده‌های پرت^۳ تاثیر گذار بر داده‌ها هستند (۳۰). با توجه به اینکه تغییرات زوایای سه‌بعدی لگن، موجی سینوسی شکل هستند پس این زوایا بردارهای خطی هستند. بنابراین داده‌ها اندازه‌پذیر و دارای رابطه‌ی خطی هستند. بر اساس ارجاع به پدیشینه تحقیق (۱۶) و همچنین انجام آزمون کفایت (کی-سر-میر-اکلین^۴)، تعداد نمونه‌های تحقیق کافی بود. متناسب بودن داده‌ها برای کاهش بعد توسط آزمون بارتلت^۵ آزمون شد. و در نهایت در بین داده‌ها، مقادیر پرت وجود نداشت (۳۰). بعد از هنجار کردن داده‌های اصلی موجی شکل (1×100X) برای رسیدن به میانگین صفر و انحراف استاندارد واحد، انتقال PCA داده‌های نرمال شده در PCs توسط روش تجزیه بردار ویژه به ورودی ماتریس کوواریانس انتقال داده شد. ماتریس کوواریانس در پژوهش حاضر یک ماتریس ۱۰۰*۱۰۰ بود. بردارهای ویژه و مقدار ویژه تولید و برای محاسبه مؤلفه‌های اصلی (PC) استفاده شد. مؤلفه‌های اصلی توسط ضرب داده‌های نرمالیز شده و بردارهای ویژه حساب شدند. تعداد همه‌ی مؤلفه‌ها در پژوهش حاضر برابر یک ماتریس ۱۰۰*۱ بود، که مؤلفه‌های اصلی سپس بر اساس درصد واریانس هر کدام از مؤلفه‌ها تعریف شدند. در مطالعات اخیر، تعداد مؤلفه‌هایی که ۸۰ درصد واریانس را دربر بگیرد و همچنین حداقل مقدار ویژه بیشتر از یک داشته باشد به عنوان کل واریانس تعریف شده است (۱۷).

اتصال بر اساس خوشه‌بندی و یا رویکرد سلسله مراتبی برای مشخص کردن الگوهای همگن گام‌برداری در تمام افراد یک گروه، بر اساس مؤلفه‌های اصلی PC، توسط ایجاد درخت خوشه‌ای یا دندروگرام استفاده شد. برای اجرای الگوریتم HCA روی داده‌ها سه کار انجام شد. ۱- اندازه‌گیری فاصله بین متغیرهای هدف ۲- لینک^۶ بین متغیرهای هدف، (این لینک خوشه‌های جدید درست می‌کند و لینک بین خوشه‌های جدید باعث تشکیل خوشه‌های بزرگتر می‌شود. این لینک‌ها تا زمانی که نمودار درختواره^۷ کامل می‌شود ادامه دارد) ۳- تعیین خوشه‌ها (۳۱). تعیین خوشه‌ها ابتدا با ارزیابی چشمی درختواره و سپس با مقدار کمی سازگاری^۸ بین لینک‌ها انجام شد.

1. Butterworth second order zero lag Low pass filter
2. Residual technique
3. Outlier
4. Kiser-Meyer-Olkin

5. Bartlett
6. Link
7. Dendrogram
8. Consistency

ضریب ناسازگاری^۱ با مقایسه ارتفاع یک لینک با میانگین لینک‌های پایین‌تر از آن حساب می‌شود. ضریب بالاتر نشان می‌دهد که داده‌ها با دقت بالاتری و اعتبار بیشتر گروه‌بندی شده‌اند (۱۷). برنامه‌ی تمام مراحل تحلیل مولفه‌های اصلی و ماشین‌های یادگیری رویکرد سلسله مراتبی در نرم‌افزار متلب نسخه ۲۰۱۶ نوشته و اجرا شد. بعد از پیدا کردن خوشه‌های افراد سالم تفاوت بین الگوهای حرکتی آنها بر اساس ضریب مولفه‌های اصلی و همچنین اصل زوایای لگن در سه صفحه‌ی حرکتی با آزمون ANOVA مورد ارزیابی قرار گرفت. تفاوت در صورتی معنادار در نظر گرفته می‌شد که مقدار تاثیر اندازه^۲ بر اساس آزمون Cohen، $d > 0.8$ و مقدار $P < 0.05$ می‌بود (۱۷). آزمون‌های آماری در نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳ انجام شد.

یافته‌ها

سه مولفه‌ی اول PCها که $۸۵/۲۱ - ۹۵/۷۷$ درصد از واریانس کل داده‌های اصلی در هر صفحه‌ی حرکتی را پوشش می‌داد، جهت آنالیز انتخاب شد (جدول ۲). بنابراین ۹ مولفه برای هر آزمودنی انتخاب کردیم (سه مولفه*سه صفحه‌ی حرکتی). داده‌های ورودی برای ماشین یادگیری روش سلسله مراتبی یک ماتریس ۹ (مولفه‌های PC) در ۹۰ (تعداد آزمودنی‌ها) بود. نتیجه خوشه‌بندی بر اساس این روش در شکل شماره دو نشان داده شده است. بر اساس ارزیابی چشمی دو گروه در بین داده‌ها انتخاب شدند. گروه اول C1، ۵۴ نفر و گروه دوم C2، ۳۶ نفر را شامل می‌شد. مقدار اعتبار گروه‌های بدست آمده به وسیله ضریب ناسازگاری تعیین شد که برای لینک بین این دو گروه برابر با $۱/۰۳$ بود. این مقدار ضریب ناسازگاری مساوی و یا بزرگتر از لینک‌های دیگر بود و نشان می‌دهد که خوشه‌بندی انجام شده دارای اعتبار بالایی است.

جدول ۲. درصد پوشش سه مولفه‌ی اول PC، میانگین \pm انحراف استاندارد ضرایب سه مولفه‌ی اول PC و اندازه تاثیر صفحات حرکتی عرضی، سهمی و افقی لگن در دو گروه از دوندگان سالم مشخص شده به وسیله‌ی روش

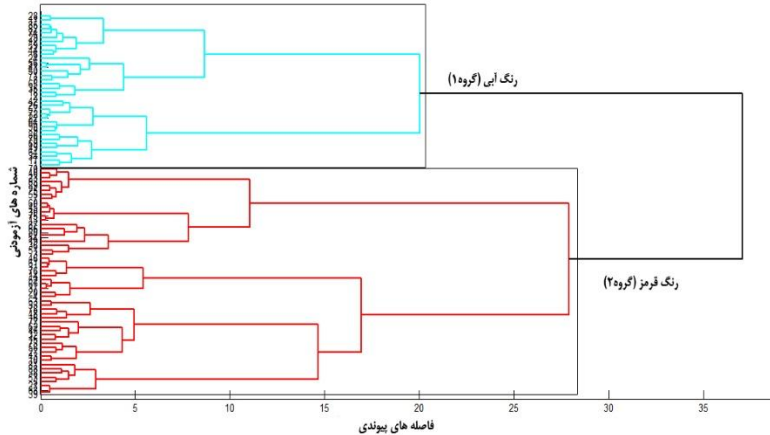
سلسله مراتبی

اندازه تاثیر	انحراف استاندارد \pm میانگین		PC (درصد پوشش)	صفحه‌ی حرکتی
	ضرایب PC گروه ۲	ضرایب PC گروه ۱		
۰/۱	$۰/۳ \pm ۱۰/۰۸$	$-۰/۴۵ \pm ۳/۱۵$	PC1 (۶۴/۶۳)	عرضی
۰/۱۵	$۰/۲۲ \pm ۴/۲۱$	$-۰/۳۳ \pm ۳/۰۰$	PC2 (۱۴/۲۱)	
$۱/۳۳^*$	$-۱/۱۶ \pm ۲/۲۴$	$۱/۷۴ \pm ۲/۰۹$	PC3 (۶/۷۶)	
$۲/۰۵^*$	$-۵/۱۶ \pm ۷/۹۳$	$۷/۷۴ \pm ۴/۰۲$	PC1 (۸۴/۳۱)	سهمی
۰/۰۵	$-۰/۰۵ \pm ۲/۸۹$	$۰/۰۸ \pm ۲/۱۱$	PC2 (۶/۷۳)	
۰/۶۳	$۰/۵۴ \pm ۱/۹۰$	$-۰/۸۱ \pm ۲/۳۲$	PC3 (۴/۷۳)	
$۱/۰۷^*$	$-۳/۰۹ \pm ۸/۳۷$	$۴/۶۴ \pm ۵/۷۹$	PC1 (۶۹/۵۱)	افقی
۰/۱	$۰/۱۶ \pm ۳/۸۴$	$-۰/۲۵ \pm ۴/۰۲$	PC2 (۱۵/۸۲)	
۰/۲۳	$-۰/۳ \pm ۳/۶۹$	$۰/۴۵ \pm ۲/۵۸$	PC3 (۱۰/۰۴)	

* تفاوت معنی دار بین دو گروه ($p < 0.05$, $d > 0.8$).

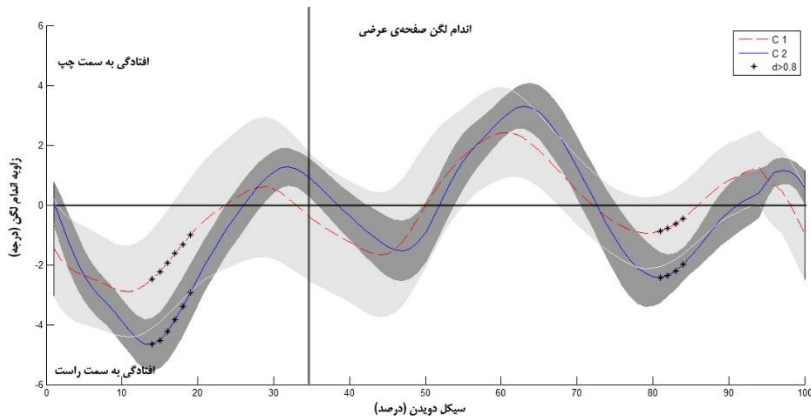
بین مولفه‌های دموگرافیکی، سرعت دویدن و سابقه‌ی دویدن در بین دو گروه یافت شده از لحاظ آماری هیچ تفاوت معناداری یافت نشد. در آنالیز مولفه‌های اصلی، ۳ مولفه از مجموع ۹ مولفه‌ی اصلی در دو گروه تفاوت

معنادر داشتند. مولفه‌ی PC3 در صفحه‌ی عرضی که ۶/۷۶ درصد از داده‌ها را پوشش می‌داد و مولفه‌ی PC1 در صفحه‌ی سهمی که ۸۴/۳۱ درصد از داده‌ها را پوشش می‌داد و در نهایت PC1 در صفحه‌ی افقی که ۶۹/۵۱ درصد از داده‌ها را تحت پوشش داشت، دارای مقدار $P < 0.05$ و $d > 0.8$ بودند (جدول ۲).

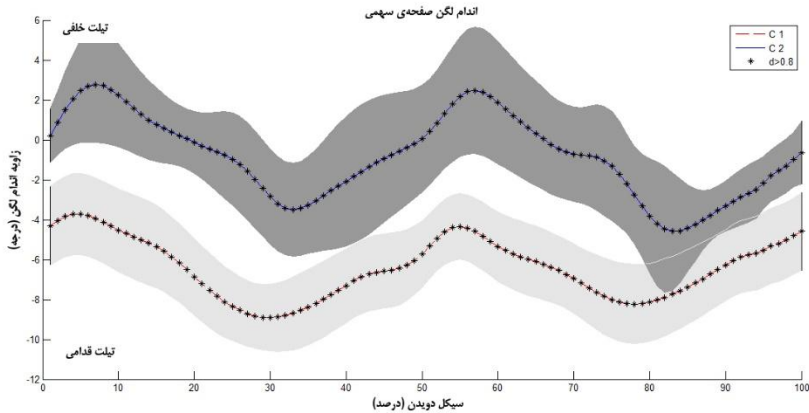


شکل ۲: خوشه‌های پیدا شده بر اساس روش سلسله مراتبی: دو گروه از افراد سالم بر اساس حرکت لگن تشخیص داده شد. گروه اول شامل ۵۴ نفر با رنگ قرمز و گروه دوم شامل ۳۶ نفر با رنگ آبی نشان داده شده است. محور عمودی شماره افراد و محور افقی فاصله‌ی پیوندی است.

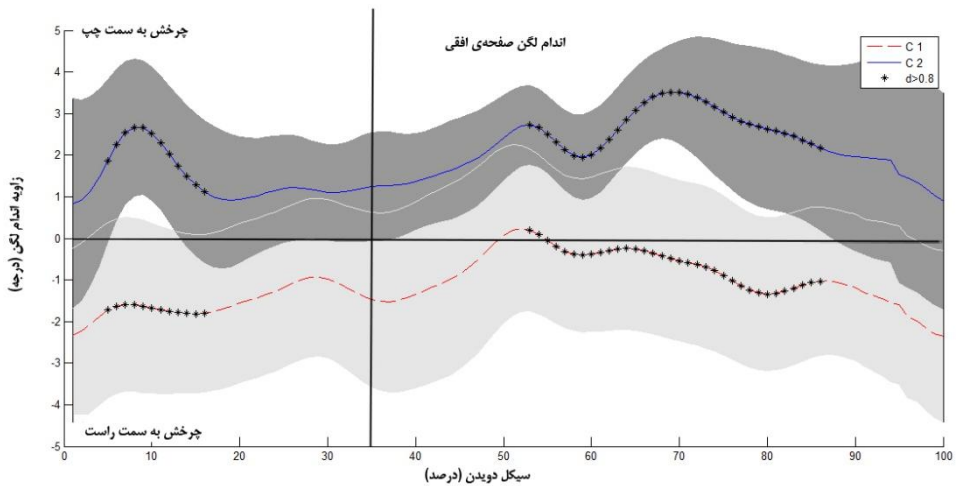
زوایه‌ی لگن گروه اول در صفحه‌ی عرضی در بازه‌های زمانی ۱۴-۱۹ و ۸۱-۸۴ درصدی سیکل گام برداری بصورت معناداری از گروه دوم بیشتر بود (شکل ۳). همچنین مقدار زاویه لگن در صفحه‌ی سهمی گروه اول (۵۴ نفر) در کل سیکل دویدن از گروه دوم (۳۶ نفر) بصورت معناداری کمتر بود (شکل ۴). در صفحه‌ی افقی در ۵-۱۶ و ۵۳-۸۶ درصدی سیکل دویدن مقدار حرکت لگن گروه اول بیشتر از گروه دوم بود (شکل ۵).



شکل ۳: حرکت لگن در صفحه‌ی عرضی: خط گسسته و قرمز میانگین حرکت لگن در گروه اول و خط آبی و ممتد میانگین گروه دوم می‌باشد. مقدار مثبت محور عمودی حرکت در جهت افتادگی به سمت چپ لگن و مقدار منفی آن حرکت در جهت افتادگی به سمت راست لگن را نشان می‌دهد. علامت * روی میانگین‌ها نشان از تفاوت معنادر بین دو گروه است.



شکل ۴: حرکت لگن در صفحه‌ی سهمی: خط گسسته و قرمز میانگین حرکت لگن در گروه اول و خط آبی و ممتد میانگین گروه دوم می‌باشد. مقدار مثبت محور عمودی حرکت در جهت تیلت خلفی لگن و مقدار منفی آن حرکت در جهت تیلت قدامی لگن را نشان می‌دهد. * روی میانگین‌ها نشان از تفاوت معنادار بین دو گروه است.



شکل ۵: حرکت لگن در صفحه‌ی افقی: خط گسسته و قرمز میانگین حرکت لگن در گروه اول و خط آبی و ممتد میانگین گروه دوم می‌باشد. مقدار مثبت محور عمودی حرکت در جهت چرخش به سمت چپ لگن و مقدار منفی آن حرکت در جهت چرخش به سمت راست لگن را نشان می‌دهد. علامت * روی میانگین‌ها نشان از تفاوت معنادار بین دو گروه است.

بحث و نتیجه‌گیری

اولین هدف از پژوهش حاضر یافتن گروه‌های افراد سالم بر اساس الگوی حرکتی لگن بود. روش سلسله مراتبی به خوبی توانست در بین جامعه بزرگی از دوندگان همگن از نظر سن، قد، وزن و جنس دو گروه را فقط بر اساس کینماتیک لگن تشخیص دهد. پژوهش‌های گذشته نیز نشان داده است که در بین افراد سالم بر اساس الگوی حرکتی اندام تحتانی گروه‌های عملکردی و همگن وجود دارد (۱۷، ۳۲). اما تا بحال افراد سالم جامعه بر اساس حرکت لگن گروه‌بندی نشده بودند. در سال ۲۰۱۴ کوبسر و همکاران در صدد گروه‌بندی دوندگان با سطح مهارت و پیشینه‌ی ورزشی را بر اساس حرکت لگن بودند. آنها بر اساس حرکت لگن توانستند افراد با سطح مهارت متفاوت و پیشینه‌ی ورزشی را تمیز دهند (۱۲). گروه‌بندی دوندگان بر اساس حرکت لگن در پژوهش حاضر نشان از وجود گستردگی در دامنه‌ی حرکتی لگن در بین افراد سالم یک جامعه است. بطوری که دو گروه همگن یافت شده، بر اساس تفاوت در دامنه‌ی حرکت لگن ایجاد شده‌اند. یافتن این گروه‌ها در تفسیر درست نتایج پژوهش‌ها بسیار مفید است. برای اطمینان از اینکه گروه‌های ایجاد شده فقط بر اساس حرکت سه‌بعدی لگن حین دویدن بوده‌اند، متغیرهای سرعت دویدن، مشخصات دموگرافیکی و سابقه‌ی دویدن دو گروه مورد آزمون آماری قرار گرفتند. نشان داده شد در این متغیرها بین دو گروه هیچ تفاوت معناداری وجود ندارد. بنابراین می‌توان ادعا کرد که دو دامنه‌ی نورمی برای حرکت لگن در بین دوندگان وجود دارد.

بررسی تفاوت‌ها در مولفه‌های اصلی نشان داد که PC اول صفحه‌ی سهمی که ۸۴/۳۱ درصد از واریانس داده‌ها را پوشش می‌دهد در بین دو گروه تفاوت معنادار دارد. در داده‌های اصلی (زوایای لگن) هم این تفاوت بخوبی نشان داده شد بطوری که بیشترین تفاوت مشاهده شده در بین دو گروه در صفحه‌ی سهمی بود. گروه اول در تمام سیکل گام مقدار زوایای کمتری را از خود نشان داد. این درحالی بود که رفتار حرکتی هر دو گروه بسیار مشابه است و فقط نقطه‌ی شروع دو گروه متفاوت بود. مقدار زاویه کمتر به معنی افزایش در تیلت قدامی لگن است همانطور که در شکل ۴ مشاهده می‌کنید گروه اول مقدار تیلت قدامی بیشتری نسبت به گروه دوم دارد. رفتار حرکتی و مقدار تیلت قدامی در گروه اول بسیار شبیه به نتایج چاچه و همکاران است (۲۶). این تشابه کاملاً منطقی است با توجه به اینکه آزمودنی‌های چاچه، دوندگان نخبه‌ی سالم در دامنه‌ی سنی مشابه با پژوهش حاضر بودند (۲۶). هرچند نتایج آن فقط با یکی از گروه‌های پژوهش حاضر مشابه بود. همچنین کریستین و همکاران (۲۰۱۸) یافتند که در بین دوندگانی که مسافت زیادی را می‌دوند تیلت قدامی لگن کمتری نسبت به افرادی که مسافت کمتری را می‌دوند، دارند (۳۲). حرکت لگن در صفحه‌ی سهمی می‌تواند دوندگان استقامتی و تفریحی را از هم تمیز دهد بطوری که با افزایش سرعت و سطح مهارت، حرکت در صفحه‌ی سهمی لگن نیز افزایش یافته است (۱۲، ۱۳). پریس و همکاران نتیجه گرفتند که این افزایش حرکت در صفحه‌ی سهمی لگن احتمالاً مکانیزمی مفید و مناسب با افزایش سرعت باشد بنابراین برنامه‌های تمرینی که باعث کنترل حرکت لگن در این صفحه می‌شود احتمالاً برنامه‌ی مناسبی نباشد (۱۳). این درحالی است که گزارش شده است که حرکت لگن در این صفحه در افراد دارای استئوآرتریت نسبت به افراد سالم بیشتر است. هرچند که مشخص نشده بود که آیا استئوآرتریت باعث این افزایش شده است یا برعکس (۳۳). همچنین گزارش شده است که دامنه‌ی حرکتی لگن در این صفحه در افراد ضربه‌ی مغزی خفیف نسبت به افراد سالم بیشتر است (۳۴). در این تحقیق بیان شد که افزایش در حرکت باعث هزینه‌ی انرژی بیشتری در دویدن می‌شود (۳۴). بهر حال با توجه به نتایج پژوهش حاضر

در خصوص وجود گروه‌های همگن افراد بر اساس حرکت لگن و تفاوت معنادار در کینماتیک (شکل ۴) این گروه‌ها احتمالا هیچ کدام از نتایج گذشته دقت کافی را نداشته‌اند و برای تفسیر درست از تغییرات لگن نیاز به مقایسه با گروه‌های همگن کنترلی مناسب می‌باشد.

بعد از صفحه‌ی سهمی بیشترین تفاوت بین دو گروه در صفحه‌ی افقی بود. مولفه‌ی اصلی اول در این صفحه در دو گروه تفاوت معنادار داشت این مولفه ۶۹/۵۱ درصد از واریانس کل داده‌ها را شامل می‌شد. در تغییرات زاویه‌ای صفحه‌ی افقی بین دو گروه در دو مرحله تفاوت وجود داشت. در بازه زمانی ۵-۱۶ درصدی و ۵۳-۸۶ درصدی از سیکل گام‌برداری مقدار چرخش لگن در گروه اول بیشتر از گروه دوم بود. این نتایج با نتیجه تحقیق کریستین و همکاران هم‌سو بود. آنها نیز در بین دوندگان سالمی که با سرعت مشابه دویدند دو الگوی متفاوت برای حرکت لگن در بین دوندگان یافت کردند (۳۲). لازم به ذکر است که دوندگان آن تحقیق دوندگان مسافت زیاد (۴۹ کیلومتر در هفته) و کم (۲۰ کیلومتر در هفته) بودند. گروه مسافت زیاد مقدار حرکت لگن بیشتری در این صفحه نسبت به گروه مسافت کم داشت (۳۲). احتمالا دلیل این تفاوت مکانیزم‌های سازگاری در دویدن با شد. حرکت در صفحه‌ی افقی لگن جهت افزایش طول گام و همچنین انتقال اندازه حرکت ناشی از دستها به پا می‌باشد. بنظر می‌رسد که دامنه تغییرات زاویه‌ای در صفحه‌ی افقی لگن دوندگان استان مازندران زیاد باشد (شکل ۵). پریس و همکاران در سال ۲۰۱۶ در بررسی حرکات لگن و اندام‌ها تغییرات زاویه لگن در صفحه‌ی افقی را نشان داد (۱۳) که الگوی حرکتی آنها با نتایج پژوهش حاضر تقریبا مشابه بود اما دامنه تغییرات در دوندگان ایرانی بیشتر است. وجود این گستردگی در دامنه‌ی حرکتی احتمالا به استراتژی استفاده از نوسان دست‌ها، طول گام و همچنین هماهنگی با سایر اندام‌ها برگردد. که این ویژگی‌ها می‌تواند تحت تاثیر عادات حرکتی-فرهنگی ایرانیان باشد.

نتایج ارزیابی آماری مولفه‌های اصلی نشان داد که سومین مولفه‌ی اصلی سطح عرضی در بین دو گروه تفاوت معنادار داشت (جدول ۲). این مولفه ۶/۶۷ درصد از کل واریانس داده‌ها را در صفحه‌ی عرضی شامل می‌شد. هر چقدر مولفه‌ای که تفاوت معنادار دارد در صد کمتری از واریانس داده‌ها را پوشش دهد در مقایسه‌ی زاویه‌ای اصلی نیز تفاوت معنادار کمتری مشاهده می‌کنیم. بصورتی که وقتی زاویه‌ی لگن در صفحه‌ی عرضی بین دو گروه را مقایسه می‌کنیم این دو گروه فقط در ۹ درصد از کل سیکل گام با هم تفاوت معنادار داشتند. بطوری که افتادگی لگن در این ۹ درصد از سیکل گام در گروه اول بیشتر از گروه دوم بود (شکل ۳). اولین مرحله این تفاوت در ۱۴ تا ۱۹ درصدی سیکل راه رفتن می‌باشد که تقریبا برابر است با مرحله میانه اتکای^۱ پا است و اما نکته جالب‌تر اینکه مرحله‌ی تفاوت معنادار دوم در ۸۱ تا ۸۴ درصدی سیکل گام‌برداری و تقریبا برابر با مرحله‌ی میانه اتکای پای دوم است. این نتایج نشان می‌دهد که تفاوت دو گروه در کنترل افتادگی لگن در میانه‌های اتکای گام‌برداری است. گزارش شده است که افزایش حرکت لگن در صفحه‌ی عرضی با کاهش انعطاف‌پذیری عضلات هم‌سترینگ و همچنین افزایش عارضه‌ی ایلیوتیبیال باند سندروم ارتباط دارد (۳). همچنین گزارش شده است که افتادگی بیش از حد لگن حین گام‌برداری می‌تواند از طریق افزایش گشتاور آبدکتوری زانو باعث آسیب رباط صلیبی قدامی شود (۱۰). یافته‌های پژوهش‌های گذشته نشان می‌دهد که دوندگان استقامت نسبت به دوندگان سرعت دارای حرکت در صفحه‌ی عرضی بیشتری هستند و به این دلیل است که آنها بیشتر در معرض آسیب‌ها مرتبط با دویدن خصوصا عارضه درد کمر هستند (۳۵). با توجه به این یافته‌ها می‌توان ادعا کرد گروه دوم که مقدار حرکت در

صفحه‌ی عرضی کمتری داشته است بصورت بهینه‌تر عمل کرده‌اند هرچند که هر دو گروه دوندگان تفریحی سالم بودند و دامنه حرکتی هر دو گروه به عنوان مقادیر نورمی در گروه خودشان معرفی می‌شود.

پژوهش حاضر همانند سایر پژوهش‌ها عاری از محدودیت نبود. با وجود اینکه عوامل مختلف تأثیرگذار بر مکانیک حرکت در پژوهش حاضر کنترل گردیدند. اما سه مورد: ۱- عدم توانایی در حذف کامل نوبزهای حرکتی، ۲- کمبود تعداد آزمودنی و ۳- آزمودنی‌های از یک جنس (فقط مردان) توانست مورد کنترل قرار بگیرد. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده از تعداد آزمودنی‌های بیشتر و هر از دو جنس استفاده شود.

تا بحال تحقیقات زیادی با محوریت کینماتیک اندام تحتانی و ریشه‌یابی آسیب انجام شده است با این وجود تحقیقات خیلی کمی با تمرکز بر کینماتیک لگن و آسیب‌های دوییدن انجام شده بود. در نتایج این تحقیقات اندک هم تغییرپذیری زیادی در نتایج وجود داشت (۱۱-۱۳). پژوهش حاضر با استفاده از روش سلسله مراتبی نشان داد که در بین افراد سالم گروه‌های همگن از نظر رفتار حرکتی لگن وجود دارد. همچنین با مقایسه الگوهای حرکتی یافتیم که عمده تفاوت بین گروه‌ها در صفحه‌ی سهمی و افقی بود. صفحه‌ی عرضی کمترین تفاوت را بین گروه‌ها داشت. هرچند که با توجه این که دو گروه دوندگان سالم بودند می‌توان دامنه‌ی حرکتی آنها را به عنوان دو نورم متفاوت در هر صفحه‌ی حرکتی گزارش کرد. همچنین با توجه به وجود گروه‌های همگن، می‌توان نتیجه‌گیری کرد که در بررسی آسیب‌های مربوط به دوییدن در ناحیه‌ی لگن از گروه همگن متناسب با آن جامعه برای گروه کنترل استفاده شود. تا بتوان ریشه آسیب را به درستی شناسایی و یا برنامه‌های توانبخشی مناسب ارائه داد.

منابع

1. Silder, A., Thelen, D. G., & Heiderscheidt, B. C. (2010). Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clinical Biomechanics*, 25(7), 681-686.
2. Mortazavi, J., Zebardast, J., & Mirzashahi, B. (2015). Low back pain in athletes. *Asian journal of sports medicine*, 6(2), 1-8.
3. Schache, A. G., Blanch, P., Rath, D., Wrigley, T., & Bennell, K. (2002). Three-dimensional angular kinematics of the lumbar spine and pelvis during running. *Human movement science*, 21(2), 273-293.
4. Rold, J. F., & Rold, B. A. (1986). Pubic stress symphysisitis in a female distance runner. *The Physician and sportsmedicine*, 14(6), 61-65.
5. Geraci, M. C., & Brown, W. (2005). Evidence-based treatment of hip and pelvic injuries in runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics*, 16(3), 711-747.
6. Koch, R. A., & Jackson, D. W. (1981). Pubic symphysisitis in runners: a report of two cases. *The American journal of sports medicine*, 9(1), 62-63.
7. Preece, S. J., Mason, D., & Bramah, C. (2016). The coordinated movement of the spine and pelvis during running. *Human movement science*, 45, 110-118.
8. Ellis, R., Hing, W., & Reid, D. (2007). Iliotibial band friction syndrome—a systematic review. *Manual therapy*, 12(3), 200-208.
9. McCrory, J. L., Quick, N. E., Shapiro, R., Ballantyne, B. T., & Davis, I. (2007). The effect of a single treatment of the Protonics™ system on lower extremity kinematics during gait and the lateral step up exercise. *Gait & posture*, 25(4), 544-548.

10. Lessi, G. C., dos Santos, A. F., Batista, L. F., de Oliveira, G. C., & Serrao, F. V. (2017). Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 32, 9-14.
11. Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*, 15(1), 229.
12. Kobsar, D., Osis, S. T., Hettinga, B. A., & Ferber, R. (2014). Classification accuracy of a single tri-axial accelerometer for training background and experience level in runners. *Journal of biomechanics*, 47(10), 2508-2511.
13. Preece, S. J., Mason, D., & Bramah, C. (2016). How do elite endurance runners alter movements of the spine and pelvis as running speed increases?. *Gait & posture*, 46, 132-134.
14. Simonsen, E. B., & Alkjær, T. (2012). The variability problem of normal human walking. *Medical engineering & physics*, 34(2), 219-224.
15. Mezghani, N., Fuentes, A., Gaudreault, N., Mitiche, A., Aissaoui, R., Hagmeister, N., & De Guise, J. A. (2013). Identification of knee frontal plane kinematic patterns in normal gait by principal component analysis. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 13(03), 1350026.
16. Hoerzer, S., von Tscherner, V., Jacob, C., & Nigg, B. M. (2015). Defining functional groups based on running kinematics using Self-Organizing Maps and Support Vector Machines. *Journal of biomechanics*, 48(10), 2072-2079.
17. Phinyomark, A., Osis, S., Hettinga, B. A., & Ferber, R. (2015). Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *Journal of biomechanics*, 48(14), 3897-3904.
18. Deluzio, K. J., & Astephen, J. L. (2007). Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis. *Gait & posture*, 25(1), 86-93.
19. Kobayashi, Y., Hobara, H., Matsushita, S., & Mochimaru, M. (2014). Key joint kinematic characteristics of the gait of fallers identified by principal component analysis. *Journal of biomechanics*, 47(10), 2424-2429.
20. Brandon, S. C., Graham, R. B., Almosnino, S., Sadler, E. M., Stevenson, J. M., & Deluzio, K. J. (2013). Interpreting principal components in biomechanics: representative extremes and single component reconstruction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(6), 1304-1310.
21. Reid, S. M., Graham, R. B., & Costigan, P. A. (2010). Differentiation of young and older adult stair climbing gait using principal component analysis. *Gait & posture*, 31(2), 197-203.
22. Chau, T. (2001). A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait & posture*, 13(1), 49-66.
23. Maurer, C., Federolf, P., von Tscherner, V., Stirling, L., & Nigg, B. M. (2012). Discrimination of gender-, speed-, and shoe-dependent movement patterns in runners using full-body kinematics. *Gait & posture*, 36(1), 40-45.
24. Roche, N., Pradon, D., Cosson, J., Robertson, J., Marchiori, C., & Zory, R. (2014). Categorization of gait patterns in adults with cerebral palsy: a clustering approach. *Gait & posture*, 39(1), 235-240.
25. Kinsella, S., & Moran, K. (2008). Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. *Gait & posture*, 27(1), 144-151.

26. Schache, A. G., Blanch, P. D., & Murphy, A. T. (2000). Relation of anterior pelvic tilt during running to clinical and kinematic measures of hip extension. *British Journal of Sports Medicine*, 34(4), 279-283.
27. Schache, A. G., Bennell, K. L., Blanch, P. D., & Wrigley, T. V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait & posture*, 10(1), 30-47.
28. Saunders, S. W., Schache, A., Rath, D., & Hodges, P. W. (2005). Changes in three dimensional lumbo-pelvic kinematics and trunk muscle activity with speed and mode of locomotion. *Clinical biomechanics*, 20(8), 784-793.
29. Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons.
30. Jolliffe, I. (2011). Principal component analysis. In *International encyclopedia of statistical science* (pp. 1094-1096). Springer, Berlin, Heidelberg.
31. Ward Jr, J. H. (1963). Hierarchical grouping to optimize an objective function. *Journal of the American statistical association*, 58(301), 236-244.
32. Clermont, C. A., Phinyomark, A., Osis, S. T., & Ferber, R. (2017). Classification of higher-and lower-mileage runners based on running kinematics. *Journal of Sport and Health Science*, in press.
33. Thurston, A. J. (1985). Spinal and pelvic kinematics in osteoarthritis of the hip joint. *Spine*, 10(5), 467-471.
34. Little, V. L., McGuirk, T. E., Perry, L. A., & Patten, C. (2018). Pelvic excursion during walking post-stroke: A novel classification system. *Gait & posture*, 62, 395-404.
35. Seay, J. F., Van Emmerik, R. E., & Hamill, J. (2011). Influence of low back pain status on pelvis-trunk coordination during walking and running. *Spine*, 36(16), E1070-E1079.