

تدوین مقادیر نرمی قدرت، انعطاف‌پذیری و همراستایی اندام‌های تحتانی در دوندگان مرد جوان استان مازندران

داود خضری^۱، منصور اسلامی^۲، روح‌الله یوسف‌پور^۳، افشین فیاض موقر^۴

۱. دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

۲. دانشیار دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران*

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

۴. استادیار دانشکده علوم ریاضی و آمار دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

تاریخ پذیرش ۱۳۹۸/۰۱/۱۸

تاریخ ارسال ۱۳۹۷/۰۳/۰۹

چکیده

به‌نظر می‌رسد که ریشه‌یابی و تشخیص آسیب‌های ورزشی و ارزیابی فرایند بهبودی آن‌ها برای بازتوانی ورزشی نیازمند اندازه‌گیری پارامترهای قدرت، انعطاف‌پذیری و همراستایی اندام‌ها است. در صورتی که این اندازه‌گیری مفید واقع می‌شود که مقادیر مرجع مناسبی از افراد برای مقایسه وجود داشته باشند؛ بنابراین، هدف از انجام پژوهش حاضر، یافتن نرم‌های قدرت، انعطاف‌پذیری و همراستایی اندام تحتانی در جامعه دوندگان تفریحی بود. تعداد ۷۳ دوندۀ مرد سالم استان مازندران با میانگین جرم (۷/۱۰) ۷۳/۱۳ کیلوگرم، قد (۵/۹۳) ۱۷۷/۷۰ سانتی‌متر و سن (۳/۷۶) ۲۲/۵۸ سال در پژوهش شرکت کردند. متغیرهای مورد مطالعه در این پژوهش، قدرت، انعطاف‌پذیری و همراستایی اندام‌های تحتانی بودند. قدرت به وزن نرمال شد. برای پارامترهای قدرت و انعطاف‌پذیری، مقادیر بیشتر از ۲- انحراف استاندارد از میانگین و برای همراستایی، مقادیر بین ± 2 به‌عنوان مقادیر نرمی انتخاب شدند. بخشی از یافته‌های پژوهش بدین‌صورت بود که میانگین قدرت عضلات بازکننده ران $0/52$ درصد وزن بدن بود. همچنین، میانگین دامنه حرکتی چرخش خارجی ران 63 و زاویه Q $13/15$ درجه بودند. به‌نظر می‌رسد که مقادیر نرمی به‌دست‌آمده در پژوهش حاضر اطلاعات عمکردی برای ملاحظات بازتوانی ورزشی و بهبود عملکرد ورزشی فراهم می‌کنند.

واژگان کلیدی: نرم، قدرت، انعطاف‌پذیری و همراستایی.

مقدمه

پنجاه تا ۷۵ درصد از دوندگان از آسیب‌های مرتبط با استفادهٔ بیش‌ازحد^۱ درحین دویدن رنج می‌برند (۱). این آسیب‌ها شامل شین اسپلینت^۲، سندرم درد کشکی رانی^۳، سندرم دوندگان^۴، تاندونیت کشکک^۵ و تاندونیت آشیل^۶ هستند (۲، ۱). فربر و مک‌دونالد^۷ (۲) عوامل مختلف مرتبط با آسیب دویدن را در چهار دستهٔ قدرت عضلانی، انعطاف‌پذیری مفاصل و هم‌راستایی ساختارهای آناتومیک و سینماتیک سه بعدی دویدن قرار داده‌اند.

گزارش شده است که در افراد با آسیب‌های سندرم ایلیوتیبیال باند^۸، درد کشکی رانی، درد قسمت قدامی زانو و تاندونیت آشیل، نسبت به افراد سالم قدرت عضلات آبدکتوری و چرخانندهٔ خارجی ران کمتری دارند (۳، ۴). با توجه به نقش عضلات آبدکتور ران در کنترل آدکشن این مفصل هنگام دویدن، احتمال داده می‌شود که ضعف این عضلات عامل ایجاد آسیب‌های مرتبط با دویدن همچون درد کشکی رانی و سندرم ایلیوتیبیال باند باشد (۵، ۶، ۱). سنیدر و همکاران^۹ (۶) نشان دادند که افزایش قدرت آبدکتورها و چرخاننده‌های خارجی ران باعث کاهش در پرونیشن پا و چرخش داخلی ران و همچنین، افزایش در آدکشن زانو حین دویدن می‌شود؛ به‌طوری‌که گزارش شده است ضعف عضلات آبدکتور مفصل ران باعث فقدان ثبات و پایداری در اندام تحتانی می‌شود (۷)؛ باوجوداین، دامنهٔ قدرت عضلات رانی که باعث کاهش حرکات بیش‌ازحد اندام تحتانی در صفحات عرضی و افقی می‌شود، هنوز مشخص نشده است (۶، ۷).

علاوه‌براین، گزارش شده است که افزایش در مقدار خم‌شدن زانو درحین دویدن، به‌علت کاهش انعطاف‌پذیری و کوتاه‌شدن عضلات همسترینگ است (۱). همچنین، کاهش انعطاف‌پذیری عضلات دوقلو و نعلی^{۱۰} سبب کاهش دورسی‌فلکشن مچ پا و مکانیسم‌های جبرانی مختلف همچون افزایش خم‌شدن ران و زانو در لحظهٔ حداکثری دورسی‌فلکشن مچ پا می‌شود (۸). به‌طورکلی، براساس یافته‌های مطالعات پیشین، ضعف عضلانی و کاهش انعطاف‌پذیری در اندام تحتانی بدن را در معرض

-
1. Overuse Running Injuries
 2. Shin Splint
 3. Patellofemoral Pain Syndrome
 4. Runner Syndrome
 5. Patella Tendinitis
 6. Achilles Tendinitis
 7. Ferber & Macdonald
 8. Iliotibial Band Syndrome
 9. Snyder et al.
 10. Gastrocnemius and Soleus

آسیب‌های ناشی از مکانیسم جبرانی قرار داده است (۱۰، ۹). از طرفی، طراحی بسیاری از وسایل مورد استفاده روزانه نیازمند دانستن مقادیر دامنه حرکتی مفاصل است؛ برای مثال، طراحی صندلی و در خودروها نیازمند دانستن دامنه حرکتی خم شدن زانو، ران و گردن است (۱۰)؛ با وجود این، دامنه حرکتی که مقدار بهینه برای جلوگیری از آسیب باشد، هنوز در جامعه ایران مشخص نشده است. از طرفی، گزارش شده است که اختلاف در هم‌راستایی اندام‌ها باعث وجود تفاوت‌های مکانیکی در دویدن می‌شود (۲)؛ برای مثال، پژوهش‌هایی که به بررسی رابطه زاویه Q با آسیب پرداخته‌اند، نشان داده‌اند که با افزایش زاویه Q نیروهای برخوردی قسمت بیرونی کشکک افزایش می‌یابند (۱۱)؛ بنابراین، افزایش زاویه Q به قرار گرفتن زانو در حالت ضربدری طی مرحلهٔ اتکای راه رفتن منجر می‌شود و ممکن است یکی از عوامل آسیب‌های مرتبط با زانو باشد (۱۲-۱۴). راول و همکاران (۱۵) نتیجه گرفتند که دوندگان با زاویه Q بزرگ‌تر از ۲۰ درجه، در مقایسه با دوندگانی که زاویه Q بین ۱۰ تا ۱۵ درجه دارند، ۱/۷ برابر بیشتر در معرض خطر آسیب درد کشککی رانی هستند. این پژوهش‌ها دامنه‌های مختلف ۱۲، ۱۵ و ۲۰ درجه زاویه Q را در ایجاد آسیب مؤثر دانسته‌اند؛ با وجود این، دامنه نرمی که احتمال بروز آسیب در آن اندک باشد، هنوز مشخص نیست. همچنین، گزارش شده است که مقادیر بزرگ‌تر نسبت عرض لگن به طول ران باعث افزایش آدکشن ران می‌شوند (۱۶، ۵). به صورت نظری گفته شده است که در این حالت، ران برای حفظ عرض گام نرمال باید به صورت مایل قرار بگیرد (۵)؛ در نتیجه، با توجه به پتانسیل وجود ارتباط بین ساختار لگن، ران و کینماتیک سه‌بعدی، بررسی بیشتر این موضوع مهم به نظر می‌رسد تا با پیدا کردن مقادیر نرمی مناسب آن ریشه‌یابی آسیب امکان‌پذیر شود.

تدوین مقادیر نرمی هر یک از پارامترهای قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی ساختارهای آناتومیک ممکن است به ریشه‌یابی آسیب کمک کند (۲). تاکنون پژوهشگران درصدد تدوین این مقادیر بوده‌اند (۱۷، ۱۵)؛ اما در پژوهش‌های گذشته دو مشکل بنیادی در تدوین آن‌ها مشاهده شده است: اول اینکه، تاکنون پژوهشی جامع با هدف تدوین دامنه‌های همهٔ این پارامترها به‌طور هم‌زمان، انجام نشده است و هر یک از این پارامترها جداگانه بررسی شده‌اند؛ دوم اینکه، تفاوت‌های زیادی در مقادیر این پارامترها در نتایج مطالعات گذشته گزارش شده‌اند (۱۷-۲۰). احتمالاً این تفاوت‌ها به دلیل وجود افراد از جوامع و نژادهای مختلف بوده‌اند.

با توجه به سبک زندگی، نژاد و تفاوت‌های آنترپومتریکی در بین افراد جوامع گوناگون، در هر کشور و ملتی نرم‌های مختلفی براساس پارامترهای قدرت، هم‌راستایی اندام‌ها و انعطاف‌پذیری وجود دارد

(۲۱-۲۳). در همین راستا، کلینیک آسیب‌های دویدن در دانشگاه کلگری کانادا، مقادیر نرمی بومی خود را از یک نمونهٔ دوندگان ۳۰۰۰ نفری تعیین کرده است. همچنین، کشورهای مختلف درصد یافتن نرم‌های مربوط در افراد جوامع خودشان بوده‌اند (۲۴-۲۶، ۲۱، ۱۰، ۹). بنابراین، با توجه به افزایش دوندگان تفریحی و شیوع آسیب ناشی از دویدن در کشورمان، ضروری به نظر می‌رسد که عوامل مختلف منجر به آسیب را کمی‌سازی کنیم و نرم‌های مربوط را برای ریشه‌یابی، جلوگیری و بازتوانی آسیب استفاده کنیم؛ براین اساس، هدف پژوهش حاضر، تدوین نرم قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی اندام‌ها در دوندگان جوان سالم مرد استان مازندران است.

روش پژوهش

براساس گزارش فدراسیون پزشکی فدراسیون پزشکی ورزشی استان مازندران، جامعهٔ آماری دوندگان مرد این استان به تعداد ۱۳۶ نفر است. از این ۱۳۶ نفر، ۱۱۳ نفر براساس گزارش شفاهی خودشان سالم و بدون هیچ‌گونه آسیب‌دیدگی ناشی از دویدن بودند. از این تعداد، ۷۳ نفر با میانگین جرم $73/14 \pm 7/10$ کیلوگرم، قد $177/70 \pm 5/93$ سانتی‌متر، سن $22/58 \pm 3/76$ سال و سابقهٔ دویدن $3/68$ سال، بعد از غربالگری دوباره، در پژوهش حاضر شرکت کردند. غربالگری بدین صورت بود که آزمودنی‌های دوندۀ جوان استان مازندران که در شش ماه گذشته به صورت منظم، هر هفته سه جلسه به مدت نیم‌ساعت در هر جلسه دویدند، به صورت در دسترس انتخاب شدند. مشخصات آنتروپومتریکی، سوابق ورزشی و آسیب‌دیدگی‌های آزمودنی‌ها ثبت شدند. نداشتن سابقهٔ جراحی، شکستگی، سوختگی، مشکلات عصبی-عضلانی، آسیب‌های حاد یا آسیب‌های ناشی از دویدن، ضربات جدی در اندام تحتانی و استفاده‌نکردن از اندام مصنوعی در ران، زانو و مچ پا، نداشتن ناهنجاری‌های ساختاری و عملکردی مانند کف پای صاف و گود و همچنین، زانوی ضربدری و پرنانزی، استفاده‌نکردن از هرگونه کفی، نداشتن دیابت و بیماری‌های مربوط به اعصاب پیرامونی در شش ماه قبل از آزمون و نداشتن هیچ‌گونه دردی در سه ماه قبل از آزمون، از شرایط ورود آزمودنی‌ها به پژوهش بودند. اطلاعات مربوط به آزمون غربالگری توسط فیزیوتراپ متخصص کنترل شد.

یک دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی با سابقهٔ شش سال اندازه‌گیری در پارامترهای موردنظر، داده‌گیری را انجام داد. از آنجایی که آزمودنی‌های پژوهش افراد دوندۀ سالم بودند و در دویدن بین پای برتر و غیربرتر تفاوت معناداری وجود ندارد، پارامترهای موردنظر در هر دو طرف بدن اندازه‌گیری شدند. سپس، میانگین آن‌ها برای تدوین مقادیر نرمی استفاده شد.

حداکثر انقباض عضلانی ایزومتریک (MVC) گروه‌های عضلانی آبدکتورهای ران، اکستنسورهای ران، اکستنسورهای زانو، فلکسورهای زانو، پلنتارفلکسورهای مچ پا، دورسی‌فلکسورهای مچ پا و چرخاننده‌های خارجی ران، به‌عنوان آزمون قدرت عضلانی اجرا شدند. قدرت عضلانی به‌وسیله یک دستگاه دینامومتر دستی ساخت کشور ژاپن با دقت اندازه‌گیری یک نیوتن اندازه‌گیری شد. یک طرف دینامومتر توسط باندی محکم به دیوار یا به جایی محکم ثابت شد و طرف دیگر دینامومتر توسط یک باند به اندام متصل شد. اندام‌ها در زاویه‌های مشخص (تصویر شماره ۱) توسط باندهایی قرار گرفتند تا با این کار خطای مداخله‌آمیز از بین رود. از آزمودنی‌ها خواسته شد که بیشترین نیرو را به باند وارد کند و حداکثر انقباض را به مدت پنج ثانیه برای هر گروه عضلانی انجام دهد (۲۰). این عمل سه تکرار انجام شد و بین هر تکرار ۳۰ ثانیه برای استراحت به آزمودنی‌ها وقت داده شد. پس از انجام تکرارها، میانگین سه تکرار برای واکاوی استفاده شد. سپس، قدرت هر گروه عضلانی به وزن آزمودنی‌ها نرمال شد.



شکل ۱- حداکثر قدرت عضلانی برای گروه‌های عضلانی: الف) اکستنسورهای ران، ب) آبدکتورهای ران، ج) اکستنسورهای زانو، د) چرخاننده‌های خارجی ران

دامنه حرکت مفاصل به‌عنوان انعطاف‌پذیری تعریف می‌شود. از پکیج زاویه‌سنج Tiger شامل گونیامتر و اینکلایومتر ساخت کشور ژاپن با دقت اندازه‌گیری یک درجه، برای به‌دست‌آوردن دامنه حرکتی استفاده شد. دامنه حرکتی آدکشن ران، اکستنشن ران، فلکشن ران، چرخش داخلی و چرخش خارجی ران، فلکشن زانو و دورسی‌فلکشن مچ پا اندازه‌گیری شدند (شکل شماره دو).

دامنه‌های حرکتی در حالت پس‌پس‌اندازه‌گیری شدند. سه تکرار برای اندازه‌گیری انعطاف‌پذیری انجام شد. بین هر تکرار، ۳۰ ثانیه برای استراحت به آزمودنی‌ها وقت داده شد. پس از انجام تکرارها، میانگین سه تکرار برای واکاوی استفاده شد.



شکل ۲- حالت‌های اندازه‌گیری انعطاف‌پذیری: الف) آدکشن ران، ب) اکستنشن ران، ج) چرخش خارجی ران، د) چرخش داخلی ران، ک) انعطاف‌پذیری نعلی، ل) انعطاف‌پذیری فلکشن ران

برای اندازه‌گیری هم‌راستایی، هر دو طرف اندام تحتانی آزمودنی‌ها مارکرگذاری شد. مختصات سه‌بعدی مارکرها با استفاده از شش دستگاه دوربین فیلم‌برداری ساخت شرکت JVC ژاپن و با سرعت تصویربرداری ۲۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. در پژوهش حاضر، فقط از داده‌های مربوط به هم‌راستایی استفاده شد. هم‌راستایی اندامها، از نشانگرهای آناتومیک بعد از ثبت فریم آناتومیک اندازه‌گیری شد (۲۰). زاویه Q، از زاویه بین نشانگرهای گذاشته‌شده روی خار خارهای قدامی فوقانی، وسط کشکک و برجستگی درشت نی محاسبه شد (۲۸، ۲۷). همچنین، عرض لگن از فاصله بین دو نشانگر خار خارهای فوقانی چپ و راست محاسبه شد. علاوه‌براین، طول ران فاصله بین برجستگی بزرگ ران و اپی‌کندیل خارجی ران محاسبه شد (۵).

داده‌های مربوط به قدرت و انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی اندامهای دونده‌ها، به‌عنوان مقدار مرجع در نظر گرفته شدند. دامنه بیشتر از ۲- انحراف استاندارد (۹۷ درصد کرانه بالایی) در پارامترهای قدرت و انعطاف‌پذیری، به‌عنوان دامنه نرمی انتخاب شد (۲۹). همچنین، منطقی به‌نظر می‌رسد که داده‌های ۹۵ درصد میانی زاویه Q و نسبت عرض لگن به ران، به‌عنوان دامنه نرمال آن‌ها انتخاب شوند.

نتایج

قدرت: میانگین و انحراف استانداردهای قدرت گروه‌های عضلانی در جدول شماره یک نشان داده شده‌اند. دو انحراف استاندارد کمتر از میانگین در گروه‌های عضلانی دورسی فلکسورها ۰/۱۸، بازکننده‌های زانو ۰/۵۵، خم‌کننده‌های زانو ۰/۳۲، چرخاننده‌های خارجی ران ۰/۱۴، نزدیک‌کننده‌های ران ۰/۲۱، دورکننده‌های ران ۰/۲۱ و بازکننده‌های ران ۰/۳۵ وزن بدن آزمودنی‌ها بود (جدول شماره یک).

جدول ۱- قدرت گروه‌های عضلانی منتخب نرمال شده به وزن

مچ پا		زانو		ران		
دورسی فلکسورها	بازکننده‌ها	خم‌کننده‌ها	چرخاننده‌های خارجی	نزدیک‌کننده‌ها	دورکننده‌ها	بازکننده‌ها
۰/۳۹	۰/۹۷	۰/۴۹	۰/۲۶	۰/۳۹	۰/۳۸	۰/۵۲
۰/۲۸ - ۰/۴۳	۰/۷۶ - ۱/۱۷	۰/۴۰ - ۰/۵۷	۰/۲۰ - ۰/۳۲	۰/۳ - ۰/۴۸	۰/۲۹ - ۰/۴۷	۰/۴۴ - ۰/۶۱
۱ ± SD						
۰/۱۸ - ۰/۵۹	۰/۵۵ - ۱/۳۸	۰/۳۲ - ۰/۶۵	۰/۱۴ - ۰/۳۸	۰/۲۱ - ۰/۵۷	۰/۲۱ - ۰/۵۶	۰/۳۵ - ۰/۶۹
۲ ± SD						

* اعداد برجسته و زیر آن‌ها خط کشیده شده، ۲- انحراف استاندارد (SD) کمتر از میانگین هستند که نقطه پایینی تعریف شده می‌باشند.

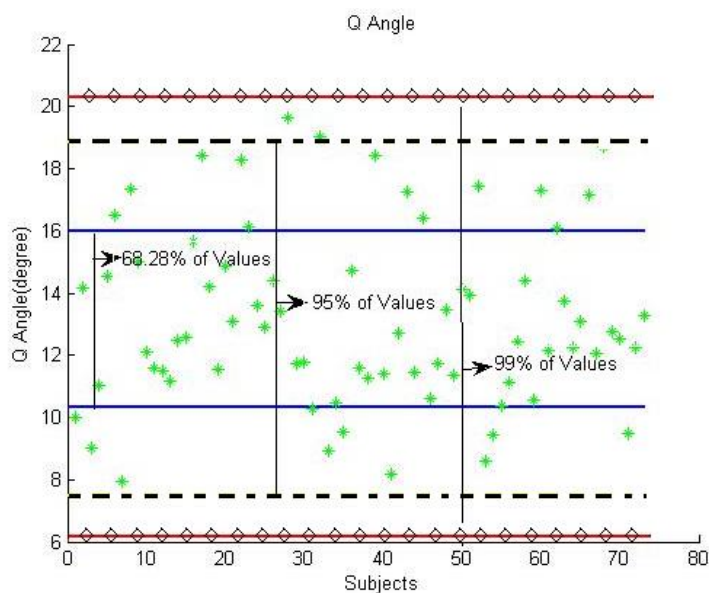
انعطاف پذیری: میانگین و انحراف استانداردهای دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی در جدول شماره دو مشخص شده‌اند. دو انحراف استاندارد کمتر از میانگین در دامنه حرکتی مفاصل، چرخش داخلی ران ۳۰، چرخش خارجی ران ۲۱، باز شدن ران ۴، خم‌کننده‌های ران ۵۰، نزدیک شدن ران ۵، چرخاننده‌های خارجی زانو ۲، دورسی فلکشن ۳۹، اینورژن مفصل سابتالار ۱۰ و اورژن مفصل سابتالار ۶ درجه بودند (جدول شماره دو).

جدول ۲- دامنه حرکتی مفاصل منتخب در حالت غیرفعال

میانگین	چرخش- داخلی ران	چرخش خارجی ران	بازشدن ران	خم شدن ران	نزدیک شدن ران	چرخش- خارجی زانو	دورسی فلکشن	اینورژن ساب تالار	اورژن ساب تالار
۶۱	۴۵-۷۶	۴۲-۸۵	۱۳-۳۱	۶۸-۱۰۵	۱۰-۱۹	۴-۸	۴۵-۵۹	۱۶	۸
۱ ± SD									
۲ ± SD	۳۰-۹۲	۲۱-۱۰۶	۴-۴۰	۵۰-۱۲۳	۵-۲۳	۲-۱۰	۲۵-۶۵	۱۰-۲۲	۶-۱۱

* اعداد برجسته و زیر آن‌ها خط کشیده شده، ۲- انحراف استاندارد (SD) کمتر از میانگین هستند که نقطه پایینی نرم تعریف شده می‌باشند.

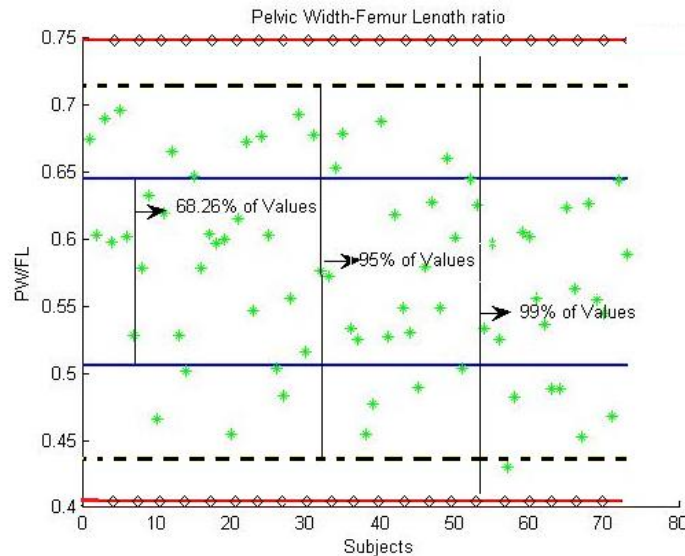
هم‌راستایی اندام‌ها: مقادیر زاویه Q در شکل شماره سه نشان داده شده‌اند. میانگین زاویه Q ۱۳/۱۵ درجه بود. این زاویه در ۶۸/۲۶ درصد از افراد در دامنه بین ۱۶-۱۰/۱۳ بود. ۹۵ درصد از افراد زاویه Q بین ۸/۱۸-۴۶/۸۴ داشتند. همچنین، مقدار این زاویه برای ۹۹ درصد از افراد در دامنه بین ۴/۲۱-۶۲/۶۹ بود (شکل شماره سه).



شکل ۳- زاویه Q

نسبت عرض لگن به طول ران در شکل شماره چهار نشان داده شده است. میانگین این نسبت ۰/۵۷ بود. نسبت عرض لگن به طول ران در ۶۸/۲۶ درصد از افراد در دامنه بین ۰/۶۴-۰/۵ بود. ۹۵

درصد از افراد نسبت عرض لگن به طول ران $0.43-0.71$ داشتند. همچنین، مقدار این نسبت برای ۹۹ درصد از افراد در دامنه $0.36-0.78$ بود (شکل شماره سه).



شکل ۴- نسبت عرض لگن به طول ران

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر، پیدا کردن مقادیر نرمی متغیرهای قدرت، انعطاف پذیری و همراستایی اندام تحتانی در دوندگان مرد جوان سالم استان مازندران بود؛ بنابراین، در این بخش، ابتدا درباره نتایج قدرت و سپس، انعطاف پذیری و درانتها، همراستایی اندامها بحث خواهد شد. یکی از مهم ترین عوامل و عواقب آسیب های ورزشی، کاهش قدرت عضلانی است. پژوهشگران درصد پیدا کردن مقدار نرمال قدرت برای افراد جامعه خود برای انجام مقایسه های کلینیکی، ارزیابی توان بخشی و ارائه برنامه مناسب بازتوانی بوده اند (۲۴-۲۶، ۲۱، ۱۰، ۹). ملدرا و همکاران^۱ (۹) برای پیدا کردن مقادیر نرمی قدرت افراد ایرلندی از ۴۹۶ نفر از افراد هر دو جنس زن و مرد در دامنه سنی بین ۲۰ تا ۷۰ سال، آزمون قدرت گرفتند. همچنین، مک کی و همکاران^۲ (۲۴) از ۱۰۰۰ نفر استرالیایی در دامنه سنی بین ۳ تا ۱۰۱ سال، برای پیدا کردن مقادیر نرمی قدرت آزمون گرفتند.

1. Meldrum et al.
2. McKay et al.

این پژوهش‌ها نشان داده‌اند که قدرت تابعی از سن، جنسیت، وزن، قد و طرف برتر بدن آزمودنی‌ها است و مدعی شدند که می‌توان قدرت را از روی این عوامل پیش‌بینی کرد. در پژوهش حاضر، افراد موردآزمون یک گروه از دوندگان سالم جوان مرد، همگن از نظر سن، جنس، قد و وزن بودند؛ به‌طوری‌که می‌توان آن‌ها را به‌عنوان افرادی که مقدار بهینه قدرت، انعطاف‌پذیری و همراستایی در دامنه سنی ۱۸-۲۸ دارند، انتخاب کرد؛ بر همین اساس، با توجه به دوندگی سالم بودن جامعه آماری می‌توان این مقادیر اندازه‌گیری شده را به‌عنوان نرم مناسب جامعه دوندگان استان مازندران معرفی کرد. به‌نظر می‌رسد که مقدار قدرت افراد هرچه بیشتر باشد، معرف سلامت بهتر عضلانی آن‌ها است و همچنین، در صورتی‌که قدرت افراد از ۹۵ درصد از افراد مرجع کمتر باشد (۲۹)، فرد در شرایط ضعف عضلانی است. در پژوهش حاضر، دامنه قدرت ۹۵ درصد از افراد برای گروه‌های عضلانی بازکننده‌ها و خم‌کننده‌های زانو، به‌ترتیب برابر با ۵۵ و ۳۲ و چرخاننده‌های خارجی، دورکننده‌ها، نزدیک‌کننده‌ها و بازکننده‌های ران، به‌ترتیب برابر با ۱۴، ۲۱، ۲۱ و ۳۵ درصد وزن بدن بود؛ بدین‌معنی‌که اگر قدرت عضلانی افراد جامعه در هرکدام از گروه‌های عضلانی کمتر از این مقادیر باشد، احتمالاً فرد دچار ضعف عضلانی است و یافتن دلیل این ضعف و انجام برنامه‌های افزایش قدرت نیاز است. شایان ذکر است که مقادیر نرمی ارائه‌شده در پژوهش حاضر، صرفاً برای افراد دوندگی سالم جوان هستند؛ هرچند می‌توان از این مقادیر برای مقایسه‌های کلینیکی و ورزشی در افراد مرد سالم در بازه سنی ۳۰-۲۰ سال نیز استفاده کرد.

استفاده از دامنه حرکتی مفاصل به‌عنوان انعطاف‌پذیری برای بهبود مشکلات عضلانی-اسکلتی بسیار رایج است (۲۱)؛ بنابراین، پیدا کردن مقادیر نرمی انعطاف‌پذیری به‌عنوان مرجع برای تشخیص آسیب و فرایند بهبودی می‌تواند مفید واقع شود. در این زمینه، مک‌کی و همکاران (۲۴) دامنه حرکتی مفاصل افراد استرالیایی را با هدف تدوین نرم انعطاف‌پذیری اندازه‌گیری کردند. دامنه حرکتی مفاصل در پژوهش حاضر عمدتاً بیشتر از پژوهش مک‌کی و همکاران بود. احتمالاً دلیل این تفاوت به نوع اندازه‌گیری مربوط است؛ به‌طوری‌که در پژوهش آن‌ها، دامنه حرکتی مفاصل در حالت فعال اندازه‌گیری شده بود؛ در حالی‌که در پژوهش حاضر، دامنه حرکتی مفاصل به‌صورت غیرفعال اندازه‌گیری شد. همچنین، دامنه سنی افراد مورد مقایسه در پژوهش مک‌کی و همکاران، بین ۲۰ تا ۵۰ سال بود که این عامل نیز می‌تواند دلیل وجود تفاوت باشد. هالاکل و همکاران^۱ (۲۱) برای پیدا کردن مقادیر نرمی انعطاف‌پذیری نژاد ترک، از ۹۸۷ فرد سالم ترکیه‌ای در دامنه سنی بین ۲۰ تا ۳۰ سال آزمون انعطاف‌پذیری (در دو حالت فعال و غیرفعال) گرفتند. مقایسه مقادیر نرمی در

1. Hallacel et al.

پژوهش آن‌ها با پژوهش حاضر نشان می‌دهد که دامنه حرکتی بازشدن و نزدیک‌شدن در مفصل ران، در آزمودنی‌های ایرانی کمتر از افراد ترکیه‌ای و در بقیه موارد، بیشتر است. احتمالاً کم‌تر بودن مقادیر دامنه حرکتی فقط در دو حرکت، به دلیل تفاوت عادت‌های فرهنگی (همچون انداختن پا روی هم و نشستن‌های متفاوت در توالی) در دو ملت باشد. هالاکل و همکاران (۲۱) نیز مدعی شده‌اند که عادت‌های روزانه خاص هر فرهنگ باعث تفاوت در انعطاف‌پذیری می‌شود. دلیل بیشتر بودن دامنه حرکتی در بقیه حرکات، احتمالاً به تفاوت در آزمودنی‌ها بازمی‌گردد؛ به طوری که آزمودنی‌های پژوهش حاضر افراد دوندۀ سالمی بودند که تمرین‌های قدرت و انعطاف‌پذیری انجام داده‌اند؛ در حالی که آزمودنی‌های پژوهش هالاکل و همکاران افراد سالم و عادی جامعه بودند. این تفاوت‌ها نشان‌دهنده نیاز جامعه ایرانیان به نرم‌های انعطاف‌پذیری در افراد بومی خود است که پژوهش حاضر این امکان را فراهم می‌کند.

مقادیر بیش‌ازحد هم‌راستایی اندام‌ها همچون زاویه Q و نسبت عرض لگن به طول ران مرتبط با آسیب شناخته شده است؛ به طوری که بیان شده است افراد با زاویه Q ، ۲۰ درجه نسبت به افرادی که زاویه Q آن‌ها ۱۵ درجه است، ۱/۷ برابر بیشتر در معرض درد کشکی رانی هستند؛ با وجود این، تاکنون مقدار نرمالی به صورت دقیق برای این مقادیر گزارش نشده است (۲۵، ۱۴-۱۲). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، مقدار میانگین زاویه Q برای افراد ایرانی برابر با ۱۳/۱۵ درجه بود و دامنه بین ۷/۱۸-۴۶/۸۴، ۹۵ درصد از افراد را پوشش می‌داد. با توجه به اینکه آزمودنی‌های پژوهش حاضر افراد دوندۀ سالم بدون داشتن سابقه آسیب‌دیدگی بودند، می‌توان گفت که مقدار نرمال برای افراد جامعه در این دامنه است. پژوهش‌های اخیر نشان داده‌اند که نژادهای مختلف تفاوت‌های آناتومیک دارند؛ به طوری که نشان داده شده است که افراد آمریکایی نسبت به افراد آفریقایی زاویه Q کمتری دارند (۲۲). مقدار این زاویه در افراد نیجریه‌ای برابر با ۱۲/۳ درجه است (۲۵) که نسبت به افراد ایرانی کمتر است. احتمالاً این تفاوت به دلیل تفاوت‌های نژادی بین افراد ایرانی و نیجریه‌ای است. تاکنون مقادیر نرمی برای نسبت عرض لگن به طول ران گزارش نشده‌اند؛ هر چند افزایش مقدار آن را مستعد آسیب گزارش کرده‌اند (۵). مقدار میانگین این نسبت برای افراد ایرانی برابر با ۰/۵۷ بود. بیگلی و همکاران (۵) مقدار این نسبت را برای ۲۵ نفر از افراد آمریکایی برابر با ۰/۵۴ گزارش کردند. این مقادیر و این تفاوت‌ها نشان می‌دهند که مقادیر نرمی برای هر نژادی خاص هستند. افراد هر جامعه به نرم بومی خودشان نیاز دارند. پژوهش حاضر این امکان را برای افراد جوان مرد ایرانی در دامنه سنی بین ۱۸ تا ۳۰ سال فراهم می‌کند.

در پژوهش‌های اخیر نشان داده شده است که تشخیص مشکلات عصبی، اسکلتی و عضلانی نیازمند ارزیابی مقادیر قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی اندام‌ها است (۲۱). در این زمینه، با توجه به وجود

تفاوت‌های فرهنگی و نژادی، داشتن مقادیر مرجع برای هر کدام از متغیرها در هر ملتی مهم به نظر می‌رسد. برای تشخیص و ارزیابی فرایند بهبودی بعد از بازتوانی، مقایسه با مقادیر نرمی لازم است که پژوهش حاضر این امکان را فراهم کرده است؛ هرچند این پژوهش بدون محدودیت نیست. برای داشتن نرم جامع‌تر به جامعه‌ای از هر دو جنس و در دامنه‌های سنی مختلف و همچنین، از همه افراد جامعه نیاز است؛ هرچند ایده انتخاب آزمودنی‌های سالم دهنده به‌عنوان افراد بهینه در جامعه، تاحدودی فقط برای افراد مرد جوان سالم می‌تواند مقدار مرجع باشد.

پژوهش حاضر مقادیر نرمی قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی را در اندام تحتانی در دوندگان مرد جوان استان مازندران مهیا می‌کند. این مقادیر می‌توانند برای ریشه‌یابی آسیب، بازتوانی و ارزیابی فرایند بهبودی مفید باشند.

منابع

1. Silder A, Thelen DG, Heiderscheit BC. Effects of prior hamstring strain injury on strength, flexibility, and running mechanics. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(7):681-6.
2. Ferber R, Macdonald S. Running mechanics and gait analysis. *Human Kinetics*. 2014:1-27.
3. Fredericson M, Cookingham CL, Chaudhari AM, Dowdell BC, Oestreicher N, Sahrman SA. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2000;10(3):169-75.
4. Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ. Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*. 2005;15(1):14-21.
5. Baggaley M, Noehren B, Clasey JL, Shapiro R, Pohl MB. Frontal plane kinematics of the hip during running: Are they related to hip anatomy and strength? *Gait Posture*. 2015;42(4):505-10.
6. Snyder KR, Earl JE, O'Connor KM, Ebersole KT. Resistance training is accompanied by increases in hip strength and changes in lower extremity biomechanics during running. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(1):26-34.
7. Lee SP, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. *Gait Posture*. 2014;39(3):933-8.
8. You JY, Lee HM, Luo HJ, Leu CC, Cheng PG, Wu SK. Gastrocnemius tightness on joint angle and work of lower extremity during gait. *Clinical Biomechanics*. 2009 Nov 1;24(9):744-750.
9. Meldrum D, Cahalane E, Conroy R, Fitzgerald D, Hardiman O. Maximum voluntary isometric contraction: reference values and clinical application. *Myotrophic Lateral Sclerosis*. 2007;8(1):47-55.

10. Sengupta P, De S, Pal A, Maity P, Banerjee M, Dhara PC. Variation of range of joint motion in Bengalee (Indian) healthy adult subjects. *Journal of Life Sciences*. 2012;4(2):123-33.
11. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, et al. Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*. 2001;19(5):834-40.
12. DeHaven KE, Lintner DM. Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender. *Am J Sport Med*. 1986;14(3):218-24.
13. Messier SP, Davis SE, Curl WW, Lowery RB, Pack RJ. Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 1991;23(9):1008-15.
14. Almeida SA, Trone DW, Leone DM, Shaffer RA, Patheal SL, Long K. Gender differences in musculoskeletal injury rates: A function of symptom reporting?. *Medicine and science in sports and exercise*. 1999;31(12):1807-12.
15. Rauh MJ, Koepsell TD, Rivara FP, Rice SG, Margherita AJ. Quadriceps angle and risk of injury among high school cross-country runners. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2007;37(12):725-33.
16. Souza RB, Powers CM. Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *Am J Sport Med*. 2009;37(3):579-87.
17. Phinyomark A, Osis S, Hettinga BA, Ferber R. Kinematic gait patterns in healthy runners: A hierarchical cluster analysis. *Journal of biomechanics*. 2015;48(14):3897-904.
18. Chau T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture*. 2001;13(1):49-66.
19. Federolf P, Tecante K, Nigg B. A holistic approach to study the temporal variability in gait. *Journal of biomechanics*. 2012;45(7):1127-32.
20. Fukuchi RK, Stefanyshyn DJ, Stirling L, Duarte M, Ferber R. Flexibility, muscle strength and running biomechanical adaptations in older runners. *Clinical Biomechanics*. 2014;29(3):304-10.
21. H allaçel H, Uruç V, Uysal HH, Özden R, HallAçeli İ, Soyuer F, et al. Normal hip, knee and ankle range of motion in the Turkish population. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2014;48(1):37-42.
22. Handa VL, Lockhart ME, Fielding JR, Bradley CS, Brubakery L, Cundiffy GW, et al. Racial differences in pelvic anatomy by magnetic resonance imaging. *Clin Obstet Gynecol*. 2008;111(4):914-920.
23. Stoll T, Huber E, Seifert B, Michel BA, Stucki G. Maximal isometric muscle strength: normative values and gender-specific relation to age. *Clinical Rheumatology*. 2000;19(2):105-13.
24. McKay MJ, Baldwin JN, Ferreira P, Simic M, Vanicek N, Burns J, et al. Normative reference values for strength and flexibility of 1,000 children and adults. *Neurology*. 2017;88(1):36-43.
25. Omololu BB, Ogunlade OS, Gopaldasani VK. Normal Q-angle in an adult Nigerian population. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2009;467(8):2073-6.
26. Hogrel JY, Payan CA, Ollivier G, Tanant V, Attarian S, Couillandre A, et al. Development of a French isometric strength normative database for adults using

- quantitative muscle testing. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2007;88(10):1289-97.
27. Park SK, Stefanyshyn DJ. Greater Q angle may not be a risk factor of patellofemoral pain syndrome. Clin Biomech. 2011;26(4):392-6.
28. Wilson T, Kitsell F. Is the Q-angle an absolute or a variable measure? Physiotherapy. 2002;88(5):296-302.
29. Andrews AW, Thomas MW, Bohannon RW. Normative values for isometric muscle force measurements obtained with hand-held dynamometers. Physical therapy. 1996;76(3):248-59.

استناد به مقاله

خضری داود، اسلامی منصور، یوسف‌پور روح‌الله، فیاض‌موقر افشین. تدوین مقادیر نرمی قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی اندام‌های تحتانی در دوندگان مرد جوان استان مازندران. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۷؛ ۱۰(۲۴)، ۸۲-۶۹. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2019.5912.1317

Khezri D, Esalmi M, Uosefpour R, Fayyaz Movaghar A. The Establishment of Normative Values for Lower Limbs Strength, Flexibility and Alignment in Runners of Mazandaran Province. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2019; 10 (24): 69-82. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2019.5912.1317

The Establishment of Normative Values for Lower Limbs Strength, Flexibility and Alignment in Runners of Mazandaran Province

D. Khezri¹, M. Esalmi², R. Uosefpour³, A. Fayyaz Movaghar⁴

1. Ph.D. in sport biomechanics, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
2. Associate prof, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Mazandaran, Babolsar, Iran*
3. Associate prof, Faculty of Mathematics and Statistics, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.
4. Assistant prof, Faculty of Mathematics and Statistics, University of Mazandaran, Babolsar, Iran.

Received Date: 2018/05/30

Accepted Date: 2019/04/07

Abstract

It seems to etiology, diagnosis of sports injuries, and evaluation of their treatment process for rehabilitation need the measurement of strength, flexibility and alignments of limbs. These measures are only useful when there are sufficient reference values for comparing. The aim of this study was to find out normative values of strength, flexibility, and alignment in lower limbs in recreational runners. 73 healthy runners with an average weight of 73.13(7.10) Kg, height of 177.70(5.39), age of 22.58(3.76) from Mazandaran province participated in this study. Their strength, flexibility and alignments of lower limbs were measured. Strength was normalized to weight. Values more than -2 standard deviations for flexibility and strength and between ± 2 standard deviations for alignment were chosen as normative values. Some results of this study were: the mean of hip muscle extensor strength was 0.52 of body weight. In addition, hip external rotation ROM and Q angle mean were 63 and 13.15 degree respectively. It seems that our finding (the normative values of aforementioned parameters) provides functional information for rehabilitation and improvement of sport performance.

Keywords: Normative, Strength, Flexibility and Alignment

* Corresponding Author

Email: mseslami@gmail.com