Archive of SID

مطالعات طب ورزشی شماره ۲۴، پاییز و زمستان ۱۳۹۷، صص ۸۲-۶۹

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

داود خضری [۱]، منصور اسلامی [۲]، روح الله یوسف‌پور [۳]، افشین فیاض موقر [۴]

۱. دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
۲. دانشیار دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران*
۳. دانشیار دانشکدهٔ علوم ریاضی و آمار دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران
۴. استادیار دانشکدهٔ علوم ریاضی و آمار دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

تاریخ ارسال۱۳۹۷/۰۳/۰۹ تاریخ پذیرش ۱۳۹۸/۰۱/۱۸

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. درصورتی‌که 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 جامعهٔ دوندگان تفریحی بود. تعداد ۷۳ دوندهٔ 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 موردمطالعه 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 ۲± به‌عنوان مقادیر نرمی انتخاب شدند. بخشی از یافته‌های پژوهش بدین‌صورت بود که میانگین قدرت عضلات بازکنندهٔ ران ۰/۵۲ درصد وزن بدن بود. همچنین، میانگین دامنهٔ حرکتی چرخش خارجی ران ۶۳ و زاویهٔ Q ۱۳/۱۵ 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.

* نویسندهٔ مسئول Email: mseslami@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه

پنجاه تا ۷۵ درصد از دوندگان از آسیب‌های مرتبط با استفادهٔ بیش‌ازحد[1] درحین دویدن رنج می‌برند (۱). این آسیب‌ها شامل شین اسپلینت[2] سندرم درد کشککی رانی[3] سندرم دوندگان[4] تاندونیت کشکک[5] و تاندونیت آشیل[6] هستند (۲، ۱). فربر و مک‌دونالد[7] (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[8] درد کشککی رانی، درد قسمت قدامی زانو و تاندونیت آشیل، نسبت به افراد سالم قدرت عضلات آبدکتوری و چرخانندهٔ خارجی ران کمتری دارند (۴، ۳). 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 کشککی رانی و سندرم ایلیوتیبیال باند باشد (۶، ۵، ۱). سنیدر و همکاران[9] (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 (۷، ۶).

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[10] سبب کاهش دورسی‌فلکشن مچ‌پا 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 درمعرض

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

www.SID.ir

Archive of SID

آسیب‌های ناشی از مکانیسم جبرانی قرار داده است (۱۰، ۹). ازطرفی، طراحی بسیاری از وسایل مورداستفادهٔ روزانه نیازمند دانستن مقادیر دامنهٔ حرکتی مفاصل است؛ برای مثال، طراحی صندلی و در خودروها نیازمند دانستن دامنهٔ حرکتی خم‌شدن زانو، ران و گردن است (۱۰)؛ باوجوداین، دامنهٔ حرکتی که مقدار بهینه برای جلوگیری از آسیب باشد، هنوز در جامعهٔ ایران مشخص نشده است.

ازطرفی، گزارش شده است که اختلاف در هم‌راستایی اندام‌ها باعث وجود تفاوت‌های مکانیکی در دویدن می‌شود (۲)؛ برای مثال، پژوهش‌هایی که به بررسی رابطهٔ زاویه Q با آسیب پرداخته‌اند، نشان داده‌اند که با افزایش زاویهٔ Q نیروهای برخوردی قسمت بیرونی کشکک افزایش می‌یابند (۱۱)؛ بنابراین، افزایش زاویهٔ Q به قرارگرفتن زانو در حالت ضربدری طی مرحلهٔ اتکای راه‌رفتن منجر می‌شود و ممکن است یکی از عوامل آسیب‌های مرتبط با زانو باشد (۱۲-۱۴). راو و همکاران[1] (۱۵) نتیجه گرفتند که دوندگان با زاویهٔ Q بزرگ‌تر از ۲۰ درجه، در مقایسه با دوندگانی که زاویهٔ Q بین ۱۰ تا ۱۵ درجه دارند، ۱/۷ برابر بیشتر درمعرض خطر آسیب درد کشککی رانی هستند. این پژوهش‌ها دامنه‌های مختلف ۱۲، ۱۵ و ۲۰ درجه زاویهٔ Q را در ایجاد آسیب مؤثر دانسته‌اند؛ باوجوداین، دامنهٔ 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). به‌صورت نظری گفته شده است که در این حالت، ران برای حفظ عرض گام نرمال باید به‌صورت مایل قرار بگیرد (۵)؛ درنتیجه، با توجه به پتانسیل وجود ارتباط بین ساختار لگن، ران و کینماتیک سه‌بعدی، بررسی بیشتر این موضوع مهم به‌نظر می‌رسد تا با پیداکردن مقادیر نرمی مناسب آن ریشه‌یابی آسیب امکان‌پذیر شود.

تدوین مقادیر نرمی هریک 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 هریک 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 به‌دلیل وجود افراد از جوامع و نژادهای مختلف بوده‌اند.

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

1. Rauh et al.

www.SID.ir

Archive of SID

(۲۳-۲۱). درهمین‌راستا، کلینیک آسیب‌های دویدن در دانشگاه کلگری کانادا، مقادیر نرمی بومی خود را از یک نمونهٔ دوندگان ۳۰۰۰ نفری تعیین کرده است. همچنین، کشورهای مختلف درصدد 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 به‌نظر می‌رسد که عوامل مختلف منجر به آسیب را کمی‌سازی کنیم و نرم‌های مربوط را برای ریشه‌یابی، جلوگیری و بازتوانی آسیب استفاده کنیم؛ براین‌اساس، 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 ۷/۱۰ ± ۷۳/۱۴ کیلوگرم، قد ۵/۹۳ ± ۱۷۷/۷۰ سانتی‌متر، سن ۳/۷۶ ± ۲۲/۵۸ سال و سابقهٔ دویدن ۳/۶۸ سال، بعد از غربالگری دوباره، در پژوهش حاضر شرکت کردند. غربالگری بدین‌صورت بود که آزمودنی‌های دوندهٔ جوان استان مازندران که در شش ماه گذشته به‌صورت منظم، هر هفته سه جلسه به‌مدت نیم‌ساعت در هر جلسه دویدند، به‌صورت دردسترس 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 پرانتزی، 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. ازآنجایی‌که آزمودنی‌های پژوهش افراد دوندهٔ 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.

www.SID.ir

Archive of SID

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 شمارهٔ یک) توسط باندهایی قرار گرفتند تا با این کار خطای مداخلهٔ آزمونگر ازبین رود. از آزمودنی‌ها خواسته شد که بیشترین نیرو را به باند وارد کند و حداکثر انقباض را به‌مدت 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

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

www.SID.ir

Archive of SID

دامنه‌های حرکتی در حالت پسیو اندازه‌گیری 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). زاویهٔ Q، از زاویهٔ بین نشانگرهای گذاشته‌شده روی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی، وسط کشکک و برجستگی درشت نی محاسبه شد (۲۸، ۲۷). همچنین، عرض لگن از فاصلهٔ بین دو نشانگر خار خاصره‌ای فوقانی چپ و راست محاسبه شد. علاوه‌براین، طول ران فاصلهٔ بین برجستگی بزرگ ران و اپی‌کندیل خارجی ران محاسبه شد (۵).

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

www.SID.ir

Archive of SID

نتایج

قدرت: میانگین و انحراف استانداردهای قدرت گروه‌های عضلانی در جدول شمارهٔ یک نشان داده شده‌اند. دو انحراف استاندارد کمتر از میانگین در گروه‌های عضلانی دورسی‌فلکسورها 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 شمارهٔ یک).

جدول ۱- قدرت گروهای عضلانی منتخب نرمال‌شده به وزن

	مچ‌پا	زانو		ران			
	دورسی فلکسورها	بازکننده‌ها	خم‌کننده‌ها	چرخاننده‌های خارجی	نزدیک‌کننده‌ها	دورکننده ها	بازکننده ها
میانگین	۰/۳۹	۰/۹۷	۰/۴۹	۰/۲۶	۰/۳۹	۰/۳۸	۰/۵۲
۱ ± SD	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
۲ ± 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

*** اعداد برجسته و زیر آن‌ها خط‌کشیده‌شده، ۲- انحراف استاندارد(SD) کمتر از میانگین هستند که نقطهٔ پایینی تعریف‌شده می‌باشند.**

انعطاف‌پذیری: میانگین و انحراف استانداردهای دامنهٔ حرکتی مفاصل اندام تحتانی در جدول شمارهٔ دو مشخص شده‌اند. دو انحراف استاندارد کمتر از میانگین در دامنهٔ حرکتی مفاصل، چرخش داخلی ران ۳۰، چرخش خارجی ران ۲۱، بازشدن ران ۴، خم‌کننده‌های ران ۵۰، نزدیک‌شدن ران ۵، چرخاننده‌های خارجی زانو ۲، دورسی فلکشن ۳۹، اینورژن مفصل ساب‌تالار ۱۰ و اورژن مفصل ساب‌تالار ۶ درجه بودند (جدول شمارهٔ دو).

www.SID.ir

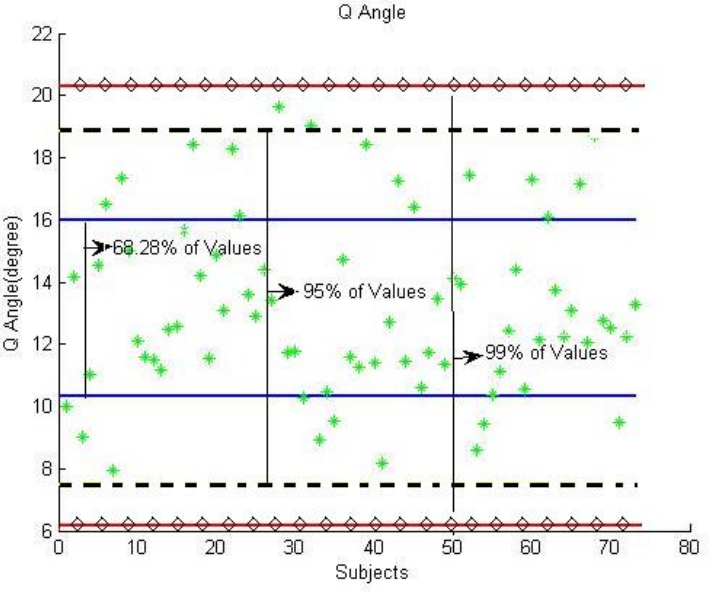
Archive of SID

جدول ۲- دامنهٔ حرکتی مفاصل منتخب در حالت غیرفعال

	چرخش- داخلی ران	چرخش خارجی ران	بازشدن ران	خم‌شدن ران	نزدیک‌شدن ران	چرخش- خارجی زانو	دورسی فلکشن	اینورژن ساب‌تالار	اورژن ساب‌تالار
میانگین	۶۱	۶۴	۲۰	۸۷	۱۶	۶	۵۲	۱۶	۸
۱ ± SD	۴۵- ۷۶	۴۲-۸۵	۱۳ -۳۱	۶۸- ۱۰۵	۱۰ -۱۹	۴ -۸	۴۵- ۵۹	۱۳ -۱۹	۷ - ۹
۲ ± SD	۳۰-۹۲	۲۱ - ۱۰۶	۴ - ۴۰	۵۰- ۱۲۳	۵ - ۲۳	۲ -۱۰	۳۵ - ۶۵	۱۰ -۲۲	*۶-۱۱

*** اعداد برجسته و زیر آن‌ها خط کشیده‌شده، ۲- انحراف استاندارد(SD) کمتر از میانگین هستند که نقطهٔ پایینی نرم تعریف‌شده می‌باشند.**

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



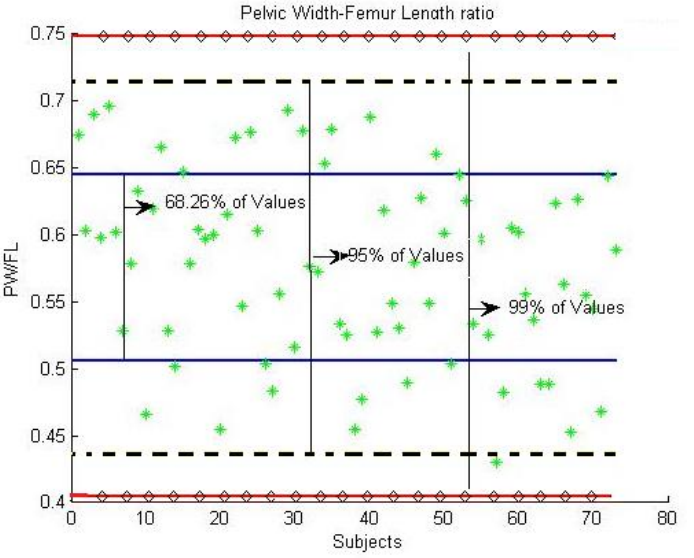
شکل ۳- زاویهٔ Q

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

www.SID.ir

Archive of SID

درصد از افراد نسبت عرض لگن به طول ران ۰/۷۱-۰/۴۳ داشتند. همچنین، مقدار این نسبت برای ۹۹ درصد از افراد در دامنهٔ ۰/۷۸-۰/۳۶ بود (شکل شمارهٔ سه).



شکل ۴- نسبت عرض لگن به طول ران

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر، پیداکردن مقادیر نرمی متغیرهای قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی اندام تحتانی در دوندگان مرد جوان سالم استان مازندران بود؛ بنابراین، در این بخش، ابتدا دربارهٔ نتایج قدرت و سپس، انعطاف‌پذیری و درانتها، هم‌راستایی اندام‌ها بحث خواهد شد.

یکی از مهم‌ترین عوامل و عواقب آسیب‌های ورزشی، کاهش قدرت عضلانی است. پژوهشگران درصدد پیداکردن مقدار نرمال قدرت برای افراد جامعهٔ خود برای انجام مقایسه‌های کلینیکی، ارزیابی توان‌بخشی و ارائهٔ برنامهٔ مناسب بازتوانی بوده‌اند (۲۴-۲۶، ۲۱، ۱۰، ۹). ملدرام و همکاران[1] (۹) برای پیداکردن مقادیر نرمی قدرت افراد ایرلندی از ۴۹۶ نفر از افراد هر دو جنس زن و مرد در دامنهٔ سنی بین ۲۰ تا ۷۰ سال، آزمون قدرت گرفتند. همچنین، مک‌کی و همکاران[2](۲۴) از ۱۰۰۰ نفر استرالیایی در دامنهٔ سنی بین ۳ تا ۱۰۱ سال، برای پیداکردن مقادیر نرمی قدرت آزمون گرفتند.

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

www.SID.ir

Archive of SID

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 ازنظر سن، جنس، قد و وزن بودند؛ به‌طوری‌که می‌توان آن‌ها را به‌عنوان افرادی که مقدار بهینهٔ قدرت، انعطاف‌پذیری و هم‌راستایی در دامنهٔ سنی ۲۸-۱۸ دارند، انتخاب کرد؛ برهمین‌اساس، با توجه به دوندهٔ سالم بودن جامعهٔ آماری می‌توان این مقادیر اندازه‌گیری شده را به‌عنوان نرم مناسب جامعهٔ دوندگان استان مازندران معرفی کرد. به‌نظر می‌رسد که مقدار قدرت افراد هرچه بیشتر باشد، معرف سلامت بهتر عضلانی آن‌ها است و همچنین، درصورتی‌که قدرت افراد از ۹۵ درصد از افراد مرجع کمتر باشد (۲۹)، فرد در شرایط ضعف عضلانی است. در پژوهش حاضر، دامنهٔ 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 دوندهٔ سالم جوان هستند؛ هرچند می‌توان از این مقادیر برای مقایسه‌های کلینیکی و ورزشی در افراد مرد سالم در بازهٔ سنی ۳۰-۲۰ سال نیز استفاده کرد.

استفاده از دامنهٔ حرکتی مفاصل به‌عنوان انعطاف‌پذیری برای بهبود مشکلات عضلانی- اسکلتی بسیار رایج است (۲۱)؛ بنابراین، پیداکردن مقادیر نرمی انعطاف‌پذیری به‌عنوان مرجع برای تشخیص آسیب و فرایند بهبودی می‌تواند مفید واقع شود. دراین‌زمینه، مک‌کی و همکاران (۲۴) دامنهٔ حرکتی مفاصل افراد استرالیایی را با هدف تدوین نرم انعطاف‌پذیری اندازه‌گیری کردند. دامنهٔ 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، دامنهٔ حرکتی مفاصل در حالت فعال اندازه‌گیری شده بود؛ درحالی‌که در پژوهش حاضر، دامنهٔ حرکتی مفاصل به‌صورت غیرفعال اندازه‌گیری شد. همچنین، دامنهٔ سنی افراد موردمقایسه در پژوهش مک‌کی و همکاران، بین ۲۰ تا ۵۰ سال بود که این عامل نیز می‌تواند دلیل وجود تفاوت باشد. هالاکل و همکاران[1] (۲۱) برای پیداکردن مقادیر نرمی انعطاف‌پذیری نژاد ترک، از ۹۸۷ فرد سالم ترکیه‌ای در دامنهٔ سنی بین ۲۰ تا ۳۰ سال آزمون انعطاف‌پذیری (در دو حالت فعال و غیرفعال) گرفتند. مقایسهٔ مقادیر نرمی در

1. Hallacel et al.

www.SID.ir

Archive of SID

پژوهش آن‌ها با پژوهش حاضر نشان می‌دهد که دامنهٔ حرکتی بازشدن و نزدیک‌شدن در مفصل ران، در آزمودنی‌های ایرانی کمتر از افراد ترکیه‌ای و در بقیهٔ موارد، بیشتر است. احتمالاً کمتربودن مقادیر دامنهٔ حرکتی فقط در دو حرکت، به‌دلیل تفاوت عادت‌های فرهنگی (همچون انداختن پا روی هم و نشستن‌های متفاوت در توالت) در دو ملت باشد. هالاکل و همکاران (۲۱) نیز مدعی شده‌اند که عادت‌های روزانهٔ خاص هر فرهنگ باعث تفاوت در انعطاف‌پذیری می‌شود. دلیل بیشتربودن دامنهٔ حرکتی در بقیهٔ حرکات، احتمالاً به تفاوت در آزمودنی‌ها بازمی‌گردد؛ به‌طوری‌که آزمودنی‌های پژوهش حاضر افراد دوندهٔ سالمی بودند که تمرین‌های قدرت و انعطاف‌پذیری انجام داده‌اند؛ درحالی‌که آزمودنی‌های پژوهش هالاکل و همکاران افراد سالم و عادی جامعه بودند. این تفاوت‌ها نشان‌دهندهٔ نیاز جامعهٔ ایرانیان به نرم‌های انعطاف‌پذیری در افراد بومی خود است که پژوهش حاضر این امکان را فراهم می‌کند.

مقادیر بیش‌ازحد هم‌راستایی اندام‌ها همچون زاویهٔ Q و نسبت عرض لگن به طول ران مرتبط با آسیب شناخته شده است؛ به‌طوری‌که بیان شده است افراد با زاویهٔ Q، ۲۰ درجه نسبت به افرادی که زاویهٔ Q آن‌ها ۱۵ درجه است، ۱/۷ برابر بیشتر درمعرض درد کشککی رانی هستند؛ باوجوداین، تاکنون مقدار نرمالی به‌صورت دقیق برای این مقادیر گزارش نشده است (۲۵، ۱۴-۱۲). با توجه به نتایج پژوهش حاضر، مقدار میانگین زاویهٔ Q برای افراد ایرانی برابر با ۱۳/۱۵ درجه بود و دامنهٔ بین ۷/۱۸-۴۶/۸۴، ۹۵ درصد از افراد را پوشش می‌داد. با توجه به اینکه آزمودنی‌های پژوهش حاضر افراد دوندهٔ سالم بدون داشتن سابقهٔ آسیب‌دیدگی بودند، می‌توان گفت که مقدار نرمال برای افراد جامعه در این دامنه است. پژوهش‌های اخیر نشان داده‌اند که نژادهای مختلف تفاوت‌های آناتومیک دارند؛ به‌طوری‌که نشان داده شده است که افراد آمریکایی نسبت به افراد آفریقایی زاویهٔ 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 به‌دلیل تفاوت‌های نژادی بین افراد ایرانی و نیجریه‌ای است. تاکنون مقادیر نرمی برای نسبت عرض لگن به طول ران گزارش نشده‌اند؛ هرچند 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 دامنهٔ 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). دراین‌زمینه، با توجه به وجود

www.SID.ir

Archive of SID

تفاوت‌های فرهنگی و نژادی، داشتن مقادیر مرجع برای هرکدام از متغیرها در هر ملتی مهم به‌نظر 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 همهٔ افراد جامعه نیاز است؛ هرچند ایدهٔ انتخاب آزمودنی‌های سالم دونده 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, Sahrmann 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. Amyotrophic Lateral Sclerosis. 2007;8(1):47-55.

www.SID.ir

Archive of SID

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 Į, 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

www.SID.ir

Archive of SID

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 منصوری، 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. شناسهٔ 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

www.SID.ir

Archive of SID

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

D. Khezri[1], M. Esalmi[2], R. Uosefpour [3], A. Fayyaz Movaghar[4]

1. Ph.D. in sport biomechanics, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Manzandaran, Babolsar, Iran.
2. Associate prof, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, University of Manzandaran, Babolsar, Iran*
3. Associate prof, Faculty of Mathematics and Statistics, University of Manzandaran, Babolsar, Iran.
4. Assistant prof, Faculty of Mathematics and Statistics, University of Manzandaran, 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 63and 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

www.SID.ir