

Investigating the Relation of Pelvic Tilt and Lumbar Lordosis with Strength of Lumbar-Pelvic Girdle Muscles in Subjects with Ankle Pronation Deformity

Javdaneh N¹, Javdaneh N.M², Pourmahmoudian P¹, Mozafaripour E¹

Abstract

Purpose: Foot alignment has an effect on movements of proximal joints and bones. According to the kinematic chain theory, weakness in function of one motor segment can have an effect on other motor segments. Therefore, the purpose of this study is investigate the relation of pelvic tilt and lumbar lordosis with strength of lumbar-pelvic girdle muscles in athletes with ankle pronation deformity in standing position.

Methods: In this study, 53 male with ankle pronation deformity were recruited with age of 23.2 ± 2.27 years, height of 169 ± 6.76 and weight of 67.2 ± 6.47 . Isometric strength of muscles by handle dynamometer, pelvic tilt by pelvic inclinometer, lumbar lordosis by flexible ruler and foot pronation by navicular drop were investigated.

Results: Data were analyzed by statistical methods of correlation between variables. There were significant relations between isometric strength of femur flexor muscles and lumbar lordosis angle ($p=0.003$, $r=0.59$) and also between pelvic tilt and lumbar lordosis angle ($p=0.012$, $r=0.46$) in participants with ankle pronation deformity. No significant relation was found between other variables of the research ($p \geq 0.05$).

Conclusion: The positive and significant relation of femur flexor muscles strength with lumbar lordosis and also pelvic tilt with lumbar lordosis may be due to the postural compensatory strategy in persons with ankle pronation deformity. To further explore the relation between these changes in posture alignment and injury more investigations are needed.

Keywords: Foot Pronation, Pelvic tilt, lumbar lordosis, Isometric strength

دریافت مقاله: ۹۳/۳/۲۶ تایید مقاله: ۹۳/۹/۱۵

بررسی ارتباط شیب لگن و قوس کمری با قدرت عضلات کمر بند کمری لگنی افراد ناهنجار خارجی مچ پا

نورالله جاودانه^۱، نورمحمد جاودانه^۲، پدram پورمحمودیان^۱، اسماعیل مظفری پور^۱

هدف: راستای پا بر حرکت استخوانها و مفاصل پروگزیمال تأثیر می‌گذارد. طبق نظریه زنجیره کینماتیک، ضعف در عملکرد یک سگمان حرکتی می‌تواند سایر بخش‌های حرکتی را نیز تحت تأثیر قرار دهد. لذا هدف از این مطالعه بررسی ارتباط شیب لگن و قوس کمری با قدرت عضلات کمر بند کمری لگنی در افراد دارای ناهنجار خارجی مچ پا در وضعیت ایستاده بود.

روش بررسی: ۵۳ مرد دارای ناهنجار خارجی مچ پا با میانگین سنی $23/2 \pm 2/27$ ، قد $169 \pm 6/76$ و وزن $67/2 \pm 6/47$ در این مطالعه شرکت کردند. قدرت ایزومتریک عضلات با دینامومتر دستی، شیب لگن با شیب سنج، قوس کمری با استفاده از خط کش منعطف و انحراف خارجی مچ پا (Pronation) با استفاده از شاخص افت ناوی، ارزیابی شد.

یافته‌ها: یافته‌های تحقیق با استفاده از روش‌های آماری همبستگی بین متغیرها تجزیه و تحلیل شد. بین قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور ران و زاویه قوس کمری ($r=0/59$, $p=0/003$) و همچنین بین شیب لگن و زاویه قوس کمری ($r=0/46$, $p=0/012$)، در افراد دارای ناهنجار خارجی مچ پا ارتباط معنی‌داری وجود داشت. بین سایر متغیرهای تحقیق ارتباط معنی‌داری وجود نداشت ($p \geq 0/05$).

نتیجه‌گیری: ارتباط مثبت و معنی‌دار قدرت عضلات فلکسور ران با قوس کمری و همچنین شیب لگن با قوس کمری را

می‌توان یک استراتژی جبرانی وضعیتی در افراد دارای ناهنجاری Pronation مچ پا دانست.

کلمات کلیدی: انحراف خارجی مچ پا، شیب لگن، قوس کمری، قدرت ایزومتریک

نویسنده مسئول: نورالله جاودانه، njavadane@ut.ac.ir

آدرس: تهران، دانشگاه تهران، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

۱- دانشجوی کارشناسی‌ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

۲- دانشجوی کارشناسی‌ارشد حرکات اصلاحی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران

مقدمه

شیب لگن (pelvic inclination) با تمایل لگن نسبت به صفحه افقی تعریف می‌شود. میزان این تمایل در ایستادن راحت (relaxed standing) با مقادیر مختلف گزارش شده است (۱، ۲). همچنین مقدار قوس کمری در زنان سالم ۱۹-۲۰ ساله $10/7 \pm 49/5$ درجه و در مردان سالم با همین دامنه سنی $10/7 \pm 43$ درجه گزارش شده است (۳). شیب قدامی لگن با افزایش قوس کمری و شیب خلفی با کاهش آن همراه می‌گردد (۱، ۴). قدرت عضلانی از عوامل موثر بر میزان شیب لگن و قوس کمری هستند. با تولید یک زوج نیروی حاصل از انقباضات همزمان عضلات شکمی و بازکننده های ران لگن به سمت خلف و با انقباضات همزمان عضلات فلکسور ران و بازکننده ستون فقرات، لگن به سمت قدام انحراف می‌کند (۱، ۴). با تغییرات شیب لگن و قوس کمری، با توجه به نوع چسبندگی‌های عضلانی، برخی از این عضلات در وضعیت طولیل شده و برخی در وضعیت کوتاه شده قرار می‌گیرند. یک ناهنجاری معمول اندام تحتانی که ممکن هست بر وضعیت لگن و در نتیجه ستون فقرات اثر بگذارد، انحراف خارجی مچ پا (Pronation) است (۵). طبق نظریه حرکتی جاندا (theory Janda's kinetic chain) اختلال به وجود آمده در یک مفصل می‌تواند مفاصل نزدیک‌تر را نیز متأثر سازد و عملکرد بیومکانیکی و عضلانی آن‌ها را تغییر دهد (۶).

کف پای صاف (pes planus = Flat Foot)، تغییر ساختاری پا با افتادگی قوس طولی تعریف می‌شود. در این وضعیت استخوان قاب (Talus)، به Pronation و قسمت جلوی پا به آبداکشن می‌رود (۷). ساختار و عملکرد مچ پا و پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تأثیر زیادی بر روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند و اولین اجزایی هستند که در هنگام برخورد پا با زمین از نیروی عکس‌العمل زمین کاسته و از انتقال قسمت اعظمی

از فشار به سایر اجزای زنجیره حرکتی جلوگیری می‌کند (۸). از آنجا که دستگاه عضلانی اسکلتی بدن مجموعه‌ای به هم پیوسته هست، هرگونه تغییر در هر بخش از آن می‌تواند بر سایر قسمت‌های دیگر اثر گذاشته و موجب بروز درد و اختلالات دیگر شود (۶). در طی Pronation مفصل Subtallar، چرخش خارجی پاشنه موجب می‌شود استخوان قاب به داخل و پایین بلغزد. چون قاب به صورت محکم در حفره عمیقی که از انتهای تحتانی درشت نی تشکیل شده قرار دارد، این حرکت رو به پایین و داخل قاب، چرخش داخلی درشت نی و سپس فشار دور شدن (Valgus) زانو را موجب می‌شود. چرخش درشت نی با چرخش ران در همان سمت، اما با میزان کمتر همراه است (۹-۱۲). تغییر بیومکانیک پا، فعالیت عضلات اندام تحتانی و تنه را تغییر می‌دهد (۱۳) و بر راستای لگن تأثیر می‌گذارد (۵). این تغییر بیومکانیکی اندام تحتانی ممکن است منجر به توسعه اسکولیوز یا شرایط آسیب‌زای کمر شود (۵، ۱۲).

مطالعات، تأثیر Pronation افزایش‌یافته مچ پا را بر راستای لگن نشان داده‌اند. راستای کمری- لگنی- رانی مستقیماً تحت تأثیر Pronation دو طرفه است. Pronation افزایش یافته مچ پا، شیب قدامی لگن را موجب می‌شود. اضافه شدن ۲ تا ۳ درجه به Pronation پا، به ۲۰ تا ۳۰٪ افزایش در راستای لگنی در حالت ایستاده و به ۵۰ تا ۷۵٪ افزایش در شیب قدامی لگن در هنگام راه‌رفتن منجر می‌شود (۱۲). افزایش چرخش خارجی (Eversion) دو طرفه پاشنه موجب افزایش شیب قدامی لگن و افزایش یک طرفه اورژن پاشنه موجب شیب جانبی لگن می‌شود. نتایج نشان داد که وجود چرخش خارجی بیش از حد پاشنه در مجموعه پا-مچ ممکن هست به عنوان یک فاکتور برای تولید ناراستایی لگن در طی وضعیت ایستاده در نظر گرفته شود (۵). از این رو تغییر در راستای پا، ممکن است وضعیت ستون مهره‌های

کمری را نیز تغییر دهد.

مطالعاتی که به بررسی ارتباط میان این دو متغیر (شیب لگن و قوس کمری) و همچنین هر کدام از این متغیرها با دیگر عوامل تأثیرگذار از جمله قدرت عضلانی پرداخته‌اند، بیشتر در افراد سالم بوده است. لذا هدف از این تحقیق بررسی ارتباط بین شیب لگن و قوس کمری با قدرت عضلات کمر بند کمری لگنی در افراد دارای ناهنجاری Pronation پا است.

روش بررسی

جامعه آماری و نمونه: در این تحقیق، تمام دانشجویان ورزشکار پسر ۱۸-۲۵ ساله دانشگاه تهران بود. تعداد ۵۳ نفر دارای Pronation افزایش یافته مچ پا به صورت هدفمند به عنوان نمونه آماری این تحقیق انتخاب شدند و پس از کسب رضایت نامه کتبی وارد تحقیق شدند. تعداد نمونه‌ها براساس یک مطالعه مقدماتی از طریق واریانس جامعه با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد (۳۰):

$$N = \frac{Q^2 + Z^2}{D^2}$$

Q واریانس جامعه است که با استفاده از مطالعه مقدماتی بر روی ۴۰ نفر به دست آمد، Z سطح اطمینان به نمونه‌گیری است (۱/۹۶) و D مقدار خطای قابل تحمل است (۰/۰۵). معیارهای ورود به تحقیق: نداشتن هیچ نشانه‌ای از آسیب اندام تحتانی که فعالیت‌های روزانه آن‌ها را در ۶ ماه گذشته محدود کرده باشد، نداشتن سابقه هیچ‌گونه جراحی در ناحیه اندام تحتانی ستون فقرات و لگن، نداشتن هیچ‌گونه بدشکلی و ناهنجاری قابل مشاهده در راستای زانوها و ناحیه ستون فقرات، نداشتن سابقه بیماری‌های عصبی، عضلانی اسکلتی و قلبی ریوی که باعث محدودیت در انجام حرکت باشد، نداشتن Pronation افزایش یافته در هر دو پا و نداشتن هیچ‌گونه دردی در ناحیه اندام تحتانی در زمان انجام آزمون‌ها، بود.

روش اندازه‌گیری افت استخوان ناوی (Navicular): به منظور تعیین ناهنجاری‌های Pronation پا از شاخص افتادگی استخوان ناوی با استفاده از روش توصیفی برادی استفاده شد. بدین منظور، از آزمودنی خواسته می‌شد تا با پای برهنه بر روی صندلی بنشیند و ارتفاع صندلی به گونه‌ای تنظیم می‌شد که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. سپس برجستگی استخوان ناوی مشخص

و علامت‌گذاری می‌شد. با استفاده از خط‌کش فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری می‌شد. سپس از آزمودنی خواسته می‌شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که تمام وزن به طور مساوی بر روی دو پا قرار گیرد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه‌گیری و ثبت می‌شد. آزمون‌گر فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کسر می‌کرد. عدد به دست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی را نشان می‌داد. اگر میزان افت استخوان ناوی آزمودنی بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود در گروه پای سالم و اگر بیشتر از ۱۰ میلی‌متر بود در گروه Pronation افزایش یافته قرار می‌گرفت (۱۴). برای اندازه‌گیری قدرت عضلانی هر تست سه بار تکرار می‌شد و از هر فرد خواسته شد با حداکثر قدرت حرکت مورد نظر را انجام دهد. (۱۵). قبل از انجام مطالعه تکرارپذیری اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات با استفاده از دینا مومتر دستی بر روی ده فرد داوطلب انجام شد، که از تکرارپذیری خوبی برخوردار بود (ICC^۱ بین ۰/۸۵-۰/۹۶). وضعیت تست‌های دستی عضلات به شرح زیر بودند:

عضلات خم کننده ران: فرد در حالت نشسته بر روی صندلی به نحوی قرار می‌گرفت که مفصل زانو و ران در ۹۰ درجه فلکسیون بود. دینا مومتر در ۲ سانتیمتری فوقانی کندیل‌های ران قرار داده می‌شد. از فرد خواسته شد بدون هل دادن خود به سمت عقب ران خود را در مقابل مقاومت به سمت بالا برده و به تنه نزدیک کند (۱۶). عضلات بازکننده ران: فرد در حالت دمر با زانو صاف بر روی تخت قرار گرفته، دینا مومتر در ۲ سانتیمتری فوقانی چین پوپلیته قرار داده می‌شد از فرد خواسته شد اندام تحتانی خود را در مقابل مقاومت از تخت بلند کند (۱۶). عضله کوادریسپس و همسترینگ: فرد روی صندلی را در حالی که زانو و لگن در ۹۰ درجه فلکسیون بود، می‌نشست. برای تست عضله کوادریسپس دینا مومتر در ۲ سانتیمتری بالای مچ پا بر روی ساق پای فرد قرار می‌گرفت. از فرد خواسته شد زانوی خود را در مقابل

¹ Interclass correlation coefficient

بررسی ارتباط بین متغیرها از ضریب همبستگی پیرسون استفاده شد.

یافته ها

مشخصات فیزیکی مربوط به سن، قد، وزن، افت ناوی و قدرت ایزومتریک تست شده، میزان شیب لگن، زاویه لوردوز افراد شرکت کننده در این مطالعه در جدول ۱ و ۲ نشان داده شده است. مقادیر آزمون کولموگروف اسمیرنوف در جدول ۳ نشان داده شده است. همچنین مقادیر ضریب همبستگی در افراد مورد مطالعه نشان داد (جدول ۴)، که بین زاویه قوس کمری با شیب لگن و همچنین بین قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور ران با زاویه قوس کمری ارتباط معنی داری وجود دارد و ارتباط معنی داری میان سایر متغیرهای مورد بررسی وجود ندارد.

بحث و نتیجه گیری

یکی از اهداف مطالعه حاضر، بررسی ارتباط بین قدرت ایزومتریک عضلات کمر بند کمری- لگنی با زاویه قوس کمری و مقدار شیب لگن، در افراد دارای ناهنجاری Pronation مچ پا بود. تجزیه و تحلیل داده‌های نشان داد که بین قدرت ایزومتریک عضلات خم کننده مفصل ران با زاویه قوس کمری ارتباط معنی داری وجود دارد ($r=0/59$ ، $p=0/033$) و بین قدرت ایزومتریک سایر عضلات با زاویه قوس کمری در افراد دارای ناهنجاری Pronation ارتباط معنی داری وجود نداشت ($p \leq 0/05$). اکثر مطالعات صورت گرفته در ارتباط با متغیرهای بالا روی افراد سالم صورت گرفته است، بنابراین محققین قادر نبودند که به طور مستقیم این نتایج را با تحقیقات قبلی مقایسه کنند.

عضلات کمر بند کمری- لگنی نقش قابل توجهی در زنجیره سینتیک به ویژه در فعالیت‌های حرکتی دارند. فعالیت عضلات ران در نحوه عملکرد و حفظ راستای اندام تحتانی و همچنین ثبات تنه و لگن در حین فعالیت‌های زنجیره بسته بسیار ضروری است (۲۲، ۲۱). Pronation مفصل ساب تالار، موجب چرخش خارجی پاشنه می‌شود که این امر موجب چرخش داخلی درشت نی و سپس فشار والگوس زانو را موجب می‌شود. چرخش درشت نی با چرخش ران در همان سمت همراه است (۱۲-۹). این امر می‌تواند منجر به برهم خوردن عواملی چون

مقاومت صاف کند (۱۷). برای تست عضله همسترینگ دینا مومتر در ۲ سانتیمتری بالای مچ پا پشت ساق پای فرد قرار می‌گرفت. از فرد خواسته شد زانوی خود را در مقابل مقاومت خم کند (۱۸). عضلات خم کننده تنه: فرد در حالت طاق باز بر روی تخت قرار می‌گرفت. با استفاده از استرپ ناحیه لگن فرد ثابت نگه داشته می‌شد. سپس به فرد گفته شد که سر و تنه را از روی تخت بلند کند (۱۷). عضلات بازکننده تنه: فرد در حالت دمر بر روی تخت قرار می‌گرفت. ناحیه لگن فرد ثابت نگه داشته می‌شد. سپس به فرد گفته می‌شد سر و قسمت فوقانی تنه را از روی تخت بلند کند (۱۷). روش اندازه‌گیری شیب لگن: شیب سنج بر روی خار خارهای قدامی فوقانی و خار خار خلفی فوقانی در وضعیت ایستادن راحت گذاشته می‌شد و مقدار زاویه شیب سنج نشان‌دهنده شیب لگن بود (۱۹). شیب لگن به صورت یک طرفه و در سمت راست اندازه‌گیری شد. تکرارپذیری شیب سنج بر روی ده فرد داوطلب انجام شد که از تکرار پذیری خوبی برخوردار بود (ICC بین ۰/۸۷-۰/۹۲)

روش اندازه‌گیری زاویه لوردوز کمری: قوس کمری توسط خط‌کش منعطف ۴۰ سانتیمتری اندازه‌گیری شد. هر فرد در وضعیت ایستادن راحت قرار می‌گرفت. خار خار خلفی فوقانی در هر سمت لمس می‌شد. تقاطع امتداد افقی آنها در خط وسط ستون فقرات، معادل مهره دوم خاجی بود. انتهای تحتانی خط‌کش منعطف در زیر این نقطه قرار داده شد. در امتداد عمودی این نقطه، زانده خاری مهره دوم کمری لمس شد و انتهای فوقانی خط‌کش منعطف در بالای این نقطه قرار گرفت. سپس محل دو نقطه مورد نظر با خط‌کش منعطف که با قوس کمری هر فرد شکل داده می‌شد، مطابقت داده شده و بر روی آن علامت گذاشته شد. بعد از آن، نقاط علامت- گذاری شده بر روی خط‌کش به یک کاغذ منتقل شد و با استفاده از فرمول توصیف شده توسط Hart و Roze، زاویه تتا با استفاده از فرمول $\Theta=4\text{Arctan}2H/L$ اندازه‌گیری شد (۲۰).

روش آماری: جهت آنالیز آماری از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۰ استفاده شد. سطح معنی داری در سراسر تحقیق در سطح ۹۵ درصد با آلفای کوچکتر یا مساوی ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. با توجه به نرمال بودن داده‌ها ($p \geq 0/05$) که توسط آزمون کولموگروف اسمیرنوف مشخص شد، جهت

جدول ۱: مشخصات فیزیکی افراد ناهنجار خارجی مچ پا مورد مطالعه (N=۵۳)

متغیر	انحراف معیار ± میانگین
سن (سال)	۲۳/۲۰ ± ۲/۲۷
قد (سانتی متر)	۱۶۹/۰۰ ± ۶/۷۶
وزن (کیلوگرم)	۶۶/۴۰ ± ۶/۴۷
میزان افت ناوی	۱۳/۰۰ ± ۱/۳۰
میزان شیب لگن (درجه)	۱۲/۱۳ ± ۲/۱۶
میزان زاویه لوردوز کمری (درجه)	۴۵/۹۰ ± ۵/۶۰

جدول ۲: مقادیر ایزومتریک عضلات اندام تحتانی مردان دارای انحراف خارجی مچ پا (N=۵۳)

قدرت عضلانی (کیلوگرم)	میانگین (انحراف معیار)
اکستانسوری کمری	۳۲/۶۳ (۴/۶۰)
اکستانسور ران راست	۳۸/۶ (۳/۶۷)
اکستانسور ران چپ	۳۸/۱ (۲/۸۶)
اکستانسور ران چپ و راست	۳۸/۳۵ (۳/۷۳)
فلکسور ران راست	۴۵/۸۰ (۳/۵۲)
فلکسور ران چپ	۴۵/۴۳ (۳/۲۰)
فلکسور ران چپ و راست	۴۵/۶۱ (۳/۳۴)
شکم	۲۷/۴۰ (۵/۱۷)
کوادرسیسپس راست	۳۶/۴۳ (۲/۹۶)
کوادرسیسپس چپ	۳۶/۳۰ (۳/۵۰)
کوادرسیسپس چپ و راست	۳۶/۲۳ (۲/۹۹)
همسترینگ راست	۲۷ (۳/۴۹)
همسترینگ چپ	۲۵/۵۹ (۳/۳۴)
همسترینگ چپ و راست	۲۶/۲۸ (۳/۴۶)

تغییر در زاویه Q (زاویه کوادرسیسپس) زانو می شود که این تغییر، وضعیت مکانیکی مفصل را تحت تأثیر قرار داده و فرد را مستعد بروز اختلالات اسکلتی عضلانی مفصل زانو می کند (۲۴). طبق نظریه حرکتی جاندا اختلال به وجود

راستای طبیعی استخوانها، خصوصیت فیزیکی مفاصل اندام تحتانی، کنترل عصبی- عضلانی و عملکرد حمایتی مناسب بافت های نرم موضع گردد (۲۳). همراه شدن Pronation با چرخش داخلی درشت نی و ران منجر به

جدول ۳: نتایج آزمون نرمال بودن برای هر یک از متغیرهای تحقیق

متغیر	آزمون شاپیرو-ویلک			آزمون کلموگروف-اسمیرنوف		
	Sig. ^a	df ^b	آماره	Sig.	df	آماره
شیب لگن	۰/۴۲	۵۳	۰/۹۵	۰/۱۴	۵۳	۰/۱۳۵
زاویه لوردوز	۰/۵۸	۵۳	۰/۹۷	۰/۲۷	۵۳	۰/۰۹۶
اکستانسوری کمری	۰/۲۵	۵۳	۰/۹۵	۰/۱۹	۵۳	۰/۱۵۶
اکستانسور ران راست	۰/۱۱	۵۳	۰/۹۴	۰/۱۲	۵۳	۰/۱۵۱
اکستانسور ران چپ	۰/۶۶	۵۳	۰/۹۷	۰/۲۰	۵۳	۰/۰۹۷
فلکسور ران راست	۰/۱۲	۵۳	۰/۹۴	۰/۳۱	۵۳	۰/۱۴۴
فلکسور ران چپ	۰/۲۵	۵۳	۰/۹۵	۰/۲۰	۵۳	۰/۰۹۴
شکم	۰/۲۵	۵۳	۰/۹۴	۰/۲۰	۵۳	۰/۱۱۲
کوادرپیس ران راست	۰/۷۱	۵۳	۰/۹۷	۰/۲۰	۵۳	۰/۱۱۵
کوادرپیس ران چپ	۰/۶۶	۵۳	۰/۹۷	۰/۲۰	۵۳	۰/۱۰۱
همسترینگ راست	۰/۳۶	۵۳	۰/۹۶	۰/۱۵	۵۳	۰/۱۳۸
همسترینگ چپ	۰/۸۳	۵۳	۰/۹۸	۰/۲۰	۵۳	۰/۰۸۸

a:Significant , b:Degree of freedom

لگن را بر عهده دارد (۲۶). از جمله پیامدهای کوتاهی عضله سوئز خاصه، افزایش قوس کمر، فشار بر روی دیسک بین مهره‌ای و همچنین اتخاذ وضعیت جبرانی کایفوز پشتی و عارضه سر به جلوست. همین محققین اعلام می‌دارند که کوتاهی عضله سوئز موجب چرخش جانبی لگن و افزایش نیروهای چرخشی و کشش و تخریب دیسک بین مهره‌ای خواهد شد (۲۵). عضله سوئز خاصه‌ای را بعنوان عضله پاسچرالی یا وضعیتی در معرض خطر کوتاهی قرار دارد. ممکن است کسانی که قادر نیستند مفصل ران خود را به دلیل کوتاهی عضله سوئز خاصه‌ای باز کنند، در معرض خطر تغییر در الگوی راه رفتن قرار گیرند. ادامه این وضعیت می‌تواند موجب ایجاد فشار بر روی مهره‌ها و دیسک‌ها شود و در بلندمدت منشاء التهاب یا بیرون‌زدگی دیسک باشد (۲۷). راستای کمری- لگنی- رانی مستقیماً تحت تأثیر Pronation دو طرفه است. هایپر Pronation پا، شیب قدامی لگن را موجب می‌شود (۱۲). شیب قدامی لگن می‌تواند باعث

آمده در یک مفصل می‌تواند مفاصل نزدیکتر را نیز متأثر سازد و عملکرد بیومکانیکی و عصبی عضلانی آنها را تغییر دهد (۶). تغییر در قدرت هر یک از عضلات کمر بند کمری - لگنی با برهم زدن تعادل عضلانی ممکن است، چرخش‌های لگنی و انحرافات قوس کمر را به دنبال داشته باشد.

نتایج مطالعات نشان می‌دهد که عضلات فلکسور ران، عضلاتی مهم و کارآمد در حرکات ران و تنه است و طول طبیعی این عضله نه تنها در حفظ زاویه مناسب کمری تأثیر دارد، بلکه موجب بهبودی حرکت مفصل ران و راه رفتن بهتر می‌شود (۲۵). هر چند عضلات زیادی در مسئولیت تعادل بدن و ستون مهره‌ای ناحیه کمر را بر عهده دارند، اما عضلات خم‌کننده ران از جمله سوئز خاصه‌ای اعمال چندی را در این مورد بر عهده دارد. این عضله عامل خم‌کردن تنه و مفصل ران است و به عنوان پایدارکننده جانبی ستون فقرات شناخته می‌شود و همچنین حفظ قوس کمر و زاویه صحیح چرخش داخلی

جدول ۴: همبستگی بین قدرت عضلات کمربند رانی - لگنی با میزان قوس کمری و میزان شیب لگن در افراد ناهنجار خارجی مچ پا (N=۵۳)

شاخص‌های آماری			
شیب قدامی لگن		قوس کمری	
P-value	ضریب همبستگی (r)	P-value	ضریب همبستگی (r)
			قدرت عضلانی (کیلوگرم)
۰/۵۹	۰/۱۰	۰/۵۰	اکستانسور کمری
۰/۹۰	-۰/۰۲۲	۰/۰۷۳	اکستانسور ران راست
۰/۹۲	-۰/۰۱۹	۰/۰۹۶	اکستانسور ران چپ
۰/۸۷	-۰/۰۲۲	۰/۰۷۳	اکستانسور ران چپ و راست
۰/۲۵	۰/۲۱	**۰/۰۰۱	فلکسور ران راست
۰/۱۴	۰/۲۷	**۰/۰۰۵	فلکسور ران چپ
۰/۰۶۱	۰/۲۴	**۰/۰۰۳	فلکسور ران چپ و راست
۰/۲۴	۰/۲۲	۰/۹۰	شکم
۰/۰۶۵	-۰/۳۱	۰/۲۴	کوادرسیس راست
۰/۱۰	-۰/۲۹	۰/۵۵	کوادرسیس چپ
۰/۰۱۸	-۰/۳۳	۰/۲۱	عضلات کوادرسیس چپ و راست
۰/۷۹	-۰/۰۵	۰/۳۸	همسترینگ راست
۰/۱۸	-۰/۲۴	۰/۸۷	همسترینگ چپ
۰/۲۷	-۰/۱۴	۰/۶۰	همسترینگ چپ و راست
--	--	*۰/۰۱۲	شیب لگن

** $p \leq 0.01$, * $p \leq 0.05$

یکی دیگر از اهداف این مطالعه، بررسی ارتباط بین مقدار شیب لگن و زاویه قوس کمری بود در افراد دارای ناهنجاری Pronation پا بود. نتایج این تحقیق ارتباط معنی‌داری را بین این دو متغیر در افراد دارای ناهنجاری Pronation مچ پا نشان دادند. مطالعات انجام‌شده که به بررسی ارتباط بین شیب لگن و زاویه قوس کمری در افراد سالم پرداخته‌اند نتایج متناقضی را نشان داده‌اند. اکثر مطالعات انجام‌شده در افراد سالم، ارتباطی را بین شیب لگن و قوس کمری نشان نداده‌اند (۲۸، ۱۹، ۳). با بررسی مطالعات مشاهده شد که تا به امروز مطالعه‌ای بر روی ارتباط بین مقدار شیب لگن و زاویه قوس کمری در افراد دارای ناهنجاری Pronation مچ صورت نگرفته است، بنابراین محققین قادر نبودند که به طور مستقیم این

کوتاهی عضلات فلکسور ران شود و این وضعیت ممکن است باعث تسهیل پاسخ عصبی عضلانی شود. درون داده های گیرنده های زیر جلدی کف پا در اثر تغییر ساختار مچ پا کاهش می یابد که می تواند کنترل عصبی عضلانی کل زنجیره حرکتی را تحت تاثیر قرار دهد و فعالیت گیرنده های حس عمقی، خصوصا دوک های عضلانی و اندام های وتری گلژی را تغییر دهند. بنابراین احتمالا تغییرات بیومکانیکی ناشی از Pronation افزایش یافته مچ پا دلیل تغییر در کنترل عصبی عضلانی باشد که این تغییرات عصبی عضلانی می تواند با آسیب همراه باشد. از طرفی این تغییرات عصبی عضلانی ممکن است جبران عصبی عضلانی را برای کاهش اضافه بار وارد بر قوس طولی داخلی منعکس کنند.

تأثیرگذار مانند سن و جنس، مورد بررسی قرار گیرد.

سپاسگزاری

از همکاری صمیمانه کلیه شرکت‌کنندگان که ما را در انجام این مطالعه یاری فرمودند، کمال تشکر و سپاسگزاری را داریم.

منابع

1. Levangie PK, Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis: FA Davis; 2011.
2. Magee DJ. Orthopedic physical assessment: Elsevier Health Sciences; 2013.
3. Youdas JW, Hollman JH, Krause DA. The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. *Physiotherapy theory and practice* 2006; 22(5): 229-37.
4. Nourbakhsh MR, Arabloo AM, Salavati M. The relationship between pelvic cross syndrome and chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* 2006; 19(4): 119-28.
5. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual therapy* 2008; 13(6): 513-9.
6. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
7. Arangio GA, Reinert KL, Salathe EP. A biomechanical model of the effect of subtalar arthroereisis on the adult flexible flat foot. *Clinical Biomechanics* 2004; 19(8): 847-52.
8. Davis IS. How do we accurately measure foot motion? *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 2004; 34(9): 502-3.
9. Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait & posture* 2010; 32(4): 637-40.
10. Hertel J, Dorfman JH, Braham RA. Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. *J Sports Sci Med* 2004; 3(4): 220-5.

نتایج را با تحقیقات قبلی مقایسه کنند.

همان‌طور که گفته شد (Pronation) مفصل (Subtalar)، موجب چرخش خارجی پاشنه می‌شود که این امر موجب چرخش داخلی درشت نی و سپس فشار والگوس زانو را موجب می‌شود. چرخش درشت نی با چرخش ران در همان سمت همراه است. چرخش داخلی ران موجب می‌شود که سر ران فشاری را بر قسمت خلفی حفره حقه اعمال کند، این فشار به عقب بر سطح خلفی لگن موجب شیب قدامی لگن می‌شود. چون لگن از مفصل خاجی خاصه ای به مهره‌های کمری متصل هست، شیب قدامی لگن می‌تواند موجب افزایش لوردوز کمر گردد (۹). تغییر در راستای لگن به صورت شیب قدامی می‌تواند یک راهکار برای تنظیم راستای بدن در افراد دارای ناهنجاری پرونیته مچ پا باشد. موقعی که یکی از مفاصل ران، چرخش داخلی انجام می‌دهد می‌تواند منجر به چرخش داخلی یک طرفه لگن شود، و هر وقت هر دو مفصل ران چرخش داخلی انجام می‌دهند، واکنش گشتاوری در محور عمودی کمر بند لگنی از بین می‌رود. به عبارت دیگر در چرخش داخلی دو طرفه ران نقطه حمایت‌کننده لگن روی مفصل ران به سمت عقب حرکت می‌کند، که این امر منجر به شیب قدامی لگن می‌شود (۱۲). این تغییرات در راستای لگن و اندام تحتانی ممکن است بر وضعیت مهره‌های کمری تأثیر بگذارد. به طور کلی راستای لگن به وسیله زاویه (Anteversion) (چرخش داخلی) ران، جهت‌گیری لگن، راستای مهره‌های کمری و انعطاف‌پذیری بافت‌های نرم تأثیر می‌پذیرد و Pronation مچ پا می‌تواند با تأثیر بر زنجیره حرکتی مفصل ران و خاجی خاصه ای منجر به افزایش قوس کمری این افراد شود (۲۹).

ارتباط مثبت و معنی‌دار قدرت عضلات فلکسور ران با قوس کمری و همچنین شیب لگن با قوس کمری را می‌توان یک استراتژی جبرانی وضعیتی در افراد دارای ناهنجار مچ پا دانست. و برای مشخص کردن اینکه این تغییرات در راستای پوسچر با آسیب در ارتباط است، به تحقیقات بیشتری در آینده نیاز است. در این مطالعه اندازه‌گیری متغیرهای تحقیق در حالت استاتیک بررسی شد و پیشنهاد می‌شود ارتباط بین این متغیرها در حالت دینامیک، و همچنین بررسی سایر عضلاتی که به صورت غیرمستقیم با لگن و قوس کمری ارتباط دارد و عوامل

11. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of athletic training* 2002; 37(2): 129.
12. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait & posture* 2007; 25(1): 127-34.
13. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & posture* 2009; 29(2): 172-87.
14. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn S-H, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation* 2012; 25(1): 21-6.
15. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2003; 33(11): 671-6.
16. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Medicine and science in sports and exercise* 2007; 39(8): 1227-32.
17. Moreland J, Finch E, Stratford P, Balsor B, Gill C. Interrater reliability of six tests of trunk muscle function and endurance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1997; 26(4): 200-8.
18. Bohannon RW. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. *Physical therapy* 1986; 66(2): 206-9.
19. Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Physical therapy* 1987; 67(4): 512-6.
20. Hart DL, Rose SJ. Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 1986; 8(4): 180-4.
21. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. *Current sports medicine reports* 2008; 7(1): 39-44.
22. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine* 2000; 10(2): 89-97.
23. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. *Clinics in sports medicine* 2002; 21(3): 521-46.
24. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Richard Steadman J. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18(7): 662-9.
25. Hammer W. The Iliopsoas and the Hip Vascular-Compression Theory. *Dynamic Chiropractic*. 2007.
26. Liebenson C. *Rehabilitation of the spine: a practitioner's manual*: Lippincott Williams & Wilkins; 2007.
27. Page P, Frank CC, Lardner R. *Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda Approach: Human Kinetics*; 2010.
28. Youdas JW, Garrett TR, Egan KS, Therneau TM. Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. *Physical Therapy* 2000; 80(3): 261-75.
29. Schamberger W. *The malalignment syndrome: implications for medicine and sport*: Elsevier Health Sciences; 2012.
30. Donald Ary, Lucy Cheser" introduction to research in education ".New York: Holt, Rinehart and winstone inc. 1972.