Published Online: 2017. May .12 **Research Article**

Archive of SID

Effect of Eight-Week Corrective Exercises on the activity of Involved Muscles in Ankle Balance Strategies in Girls with Lower Limb Pronation Syndrome

Mahtab Najafi[*1], Sadrodin Shojaedin[2], Maliheh Haddadnejad[2], Amir Hossein Barati[3]

1. PhD Candidate, School of Sport Corrective Exercise, Kharazmi Pardis University, Tehran, Iran
2. Associate Professor, School of Sport biomechanics and Corrective Exercise, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Associate Professor, School of Sport Biomechanics and Corrective Exercise, Rajaee shahid University, Tehran, Iran

Received: 2017.February.07 Revised: 2017. March.31 Accepted: 2017. May.01

Abstract

Background and Aim: The lower extremity pronation syndrome involves foot hyper pronation, knee internal rotation, and adduction. When sport exercises are properly designed and integrated, using a multifaceted training approach can help achieve goals without the need for other interventions. Ankle balance strategy restores balance by moving the body around the ankle joint. The aim of the present study was to investigate the effect of eight-weeks of combined corrective exercises on the activity of of involved muscles in girls' ankle strategy with lower extremity pronation syndrome.

Materials and Method: In the current semi-experimental study with pretest-posttest design and control group, 30 students, aged 13-16 years old, with lower extremity pronation syndrome were randomly divided into two groups of experimental (n=15) and control (n=15). Prior to and after eight weeks of training for 60 to 80 minutes, three times a week, we evaluated flat foot using Navi drop test, knee valgus using tibiofemoral angle measurement, tibialis anterior and medial gastrocnemius muscles Electromyography (EMG) activity on Biodex Balance while standing on dominant.

Results: Covariance analysis showed a significant difference in tibialis anterior and medial gastrocnemius muscles EMG between the two groups in the posttests. Also, corrective exercises was found to be significantly different on tibialis anterior and medial gastrocnemius amount of muscles activity at posttest compared with pretest and had approximately 94% and 62%, respectively, effects on the EMG of these muscles in girls with lower extremity pronation syndrome (p=0,001) (p=0,026).

Conclusion: It seems that corrective mixed exercises led to changes such as increased muscles activity in those responsible for balance control such as increase in the tibialis anterior muscle activity and decrease in the gastrocnemius muscle activity, which are related to the ankle strategy. So it is recommended that specialists and researchers consider corrective exercises in order to improve balance strategies in people with pronation syndrome.

Keywords: Muscle Activity; Corrective Exercises; Lower Extremity Pronation Syndrome: Akle Strategy

Cite this article as: Mahtab Najafi, Sadredin Shojaedin, Maliheh Haddadnejad, Amir Hossein Barati. Effect of Eight-Week Corrective Exercises on the activity of Involved Muscles in Ankle Balance Strategies in Girls with Lower Limb Pronation Syndrome. J Rehab Med. 2018; 7(1): 77-87.

* **Corresponding Author:** Mahtab Najafi. PhD Candidate, School of Sport Corrective Exercise, Kharazmi Pardis University, Tehran, Iran
E-mail address: mahtabnajafi65@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.110812.1546

www.SID.ir

Archive of SID

تأثیر هشت هفته تمرینات اصلاحی بر میزان فعالیت عضلات درگیر در استراتژی‌های تعادلی مچ پای دختران دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی

مهتاب نجفی*[۱]، صدرالدین شجاع الدین[۲]، ملیحه حدادنژاد[۳]، امیرحسین براتی[۴]

۱. دانشجوی دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، پردیس دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۱. دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استادیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. دانشیار آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید رجایی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۱۱/۱۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۰۱/۱۱ پذیرش مقاله ۱۳۹۶/۰۲/۱۱ *

چکیده

مقدمه و اهداف

سندروم پروناسیون اندام تحتانی، شامل پرونیشن بیش از اندازه پا، چرخش داخلی و نزدیک شدن زانو می‌باشد. هنگامی که تمرینات ورزشی به درستی طراحی و یکپارچه شود، با استفاده از یک روش تمرینی چندوجهی می‌توان اهداف توانبخشی فرد را بدون نیاز به مداخلات دیگر به دست آورد. استراتژی تعادلی مچ پا با حرکت دادن کل بدن حول مفصل مچ پا، تعادل را بازیابی می‌کند. هدف مطالعه حاضر بررسی هشت هفته تمرین اصلاحی ترکیبی بر میزان فعالیت عضلات درگیر در استراتژی مچ پای دختران مبتلا به سندروم انحراف پروناسیون بود.

مواد و روش‌ها

در مطالعه نیمه‌تجربی حاضر با طرح پیش‌آزمون- پس‌آزمون و گروه کنترل، ۳۰ دانش‌آموز ۱۶-۱۳ ساله با وضعیت سندروم پروناسیون اندام تحتانی وجود داشتند. افراد مورد مطالعه به طور تصادفی به دو گروه تجربی (۱۵ نفر) و کنترل (۱۵ نفر) تقسیم شدند. قبل و پس از هشت هفته تمرین به مدت ۶۰ تا ۸۰ دقیقه و سه جلسه در هفته، کف پای صاف با استفاده از تست افت ناوی، والگوس زانو با اندازه‌گیری زاویه تیبیوفمورال، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی روی سیستم تعادلی بایودکس هنگام ایستادن روی پای غالب ارزیابی شد.

یافته‌ها

نتایج تحلیل کوواریانس، تفاوت معناداری در الکترومیوگرافی عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی دو گروه در پس‌آزمون را نشان داد. تمرینات اصلاحی بر میزان فعالیت عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی در مرحله پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون تفاوت معناداری داشت و به طور تقریبی ۹۴٪ و ۶۲٪ به ترتیب بر الکترومیوگرافی عضلات مذکور دختران دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی تأثیر داشت (P=۰/۰۰۱ و P=۰/۰۲۶)

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد تمرینات ترکیبی اصلاحی منجر به تغییر فعالیت عضلات مسئول کنترل تعادل از جمله افزایش فعالیت عضله تیبیای قدامی و کاهش فعالیت عضله گاستروکنمیوس که مربوط به استراتژی مچ پا هستند، می‌شود. بنابراین به متخصصین و محققین توصیه می‌شود جهت بهبود استراتژی‌های تعادلی در افراد دارای سندروم پروناسیون، تمرینات اصلاحی مد نظر قرار گیرد.

واژه‌های کلیدی

فعالیت عضلانی؛ تمرینات اصلاحی؛ سندروم پروناسیون اندام تحتانی؛ استراتژی مچ پا

نویسنده مسئول: مهتاب نجفی، دانشگاه پردیس خوارزمی تهران، ایران
آدرس الکترونیکی: mahtabnajafi65@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

سندروم پروناسیون اندام تحتانی، شامل پرونیشن بیش از اندازه پا، چرخش داخلی و نزدیک شدن زانو (زانوی ضربدری) می‌باشد.[۱] استدلال شده است که عدم تعادل و سفتی[1] عضلانی در ایجاد این وضعیت نقش دارد.[۲] به طور خاص ممکن است که سفتی عضلات خارجی مچ (قسمت خارجی دوقلو، سولئوس و عضلات فیبولا) بر روی حرکات چرخیدن و دور شدن درشت‌نی، اثرگذار باشد که این مسئله می‌تواند حرکات چرخش داخلی و نزدیک شدن استخوان ران را تحت تأثیر قرار دهد. چنانچه عضلات آنتاگونیست[2] (قسمت داخلی دوقلو، تیبیال قدامی و خلفی) ضعیف باشد، احتمالاً قادر نخواهند بود تا بر وضعیت ضربدری شدن مفصل غلبه کنند. چنین وضعیت ضربدری که به شکل پایدار وجود خواهد داشت، می‌تواند به صورت بالقوه منجر به سفت شدن سر کوتاه عضله‌ی دوسر رانی (دور شدن تیبیا همراه با نزدیک شدن فیبولا) و همچنین سفت شدن TFL گردد.[۳] این سندروم نقص بالقوه در عملکرد مفاصل ساب تالار، اولین مفصل کف پایی‌بند انگشتی و مفاصل بین زوائد مفصلی مهره‌ها را ایجاد می‌کند. الگوهای قابل پیش‌بینی آسیب‌دیدگی در این سندروم شامل التهاب نیام کف پایی، التهاب تاندون عضله‌ی تیبیای خلفی، التهاب تاندون پتلا و کمردرد می‌باشد.[۴] همچنین افراد با این وضعیت در خطر بالاتری از درد کف پا، درد زانو، آسیب کف پا، شکستگی فشاری، عملکرد ورزشی ضعیف و نقص در تعادل قرار دارند. [۵-۶]

در وضعیت نرمال به منظور حفظ تعادل از استراتژی‌های مفصل مچ پا، مفصل ران و قدم برداشتن به جلو با توجه به شدت اغتشاشات ایجادشده در تعادل استفاده می‌شود. اولین استراتژی حرکتی کنترل‌کننده نوسان بدن، استراتژی مچ پا است که اساساً توسط گروه‌های عضلانی دورسی فلکسورها و پلانتار فلکسورها، حول محور مفصل مچ پا انجام می‌پذیرد. این استراتژی به طور معمول هنگامی که نیروهای برهم زننده تعادل کوچک و سطح اتکاء سفت باشد، از سوی فرد برای کنترل وضعیت بدن اتخاذ می‌شود[۷]. هنگام ایستادن راحت یا بروز اغتشاشات کوچک برای برگرداندن مرکز جرم فرد به حالت پایدار، حرکاتی در مفصل مچ پا صورت می‌گیرد. در صورت به هم خوردن تعادل رو به جلو عضلات گاستروکنمیوس، همسترینگ و پاراسپینال‌ها و هنگام بهم خوردن تعادل رو به عقب عضلات تیبیای قدامی، کوادریسپس و شکمی از دیستال به پروگزیمال فعال می‌شوند؛ به گونه‌ای که در به هم خوردن تعادل رو به جلو نود تا صد میلی-ثانیه بعد از اغتشاش عضله گاستروکنمیوس و بیست تا سی میلی‌ثانیه بعد از آن همسترینگ و در نهایت عضلات پارا اسپینال شروع به فعالیت می‌کنند[۸].

مشاهده پاسخ‌های عضلانی به اغتشاشات داخلی یا خارجی یکی از رایج‌ترین روش‌ها برای ارزیابی استراتژی‌های عصبی تأمین‌کننده ثبات می‌باشد.[۹] در این روش جایگزین، جهت بررسی تغییرات در کنترل عضلات، فعالیت این عضلات طی واکنش‌های وضعیتی در پاسخ به جابجایی غیرقابل پیش‌بینی و ناگهانی سطح اتکا مورد مطالعه قرار می‌گیرد.[۱۰] واکنش‌های وضعیتی به اغتشاشات حسی بیشتر در پاسخ به ادراک ثبات است تا عدم تعادل واقعی، در مقابل اغتشاشات مکانیکی به طور واقعی موقعیت بخش‌های مختلف بدن را جابجا می‌کند و این ممکن است منجر به جابجایی مرکز جرم کل بدن و یا عدم تعادل شود.[۱۱] با توجه به نظریه سیستم‌ها، کنترل وضعیتی نیازمند تعامل بسیار پیچیده میان سیستم‌های حسی، حرکتی و عصبی است.[۱۲]

قسمت داخلی عضله‌ی دوقلو را به عنوان پایدارکننده‌ی پویای زانو[3] و مقابله‌کننده با نیروی والگوس زانو می‌شناسند.[۱۳] افراد با پرونیشن پا، در برخی از مراحل گام برداشتن، دارای افزایش دامنه‌ی EMG برای تیبیای قدامی، دوقلوی خارجی و سولئوس، و در سایر مراحل، دارای کاهش دامنه‌ی EMG برای سولئوس، دوقلوی داخلی و خارجی می‌باشند.[۱۴]

با توجه به اینکه هر گونه دگرگونی و یا انحراف در محدوده سطح اتکاء از جمله سندروم پروناسیون منجر به تغییر فعالیت عضلات در این افراد می‌شود و این تغییرات می‌تواند به طور ثانویه منجر به تغییر در استراتژی‌های تعادلی جهت حفظ یک سطح اتکاء استوار و مطمئن شود، انجام تمریناتی جهت به حداقل رساندن این تغییرات و بهبود موارد مرتبط با این سندروم پیشنهاد می‌شود.

تحقیقات پیشین نشان داده است که برخی تمرینات از جمله تمرین فوری SF[4] که منجر به انقباض عضلات اینترینسیک کف پا می‌شود، تمرین با کش الاستیک و بدون کش الاستیک می‌تواند باعث بهبودی وضعیت این سندروم شود.[۱۵، ۱۶] با توجه به تحقیقات پیشین و تأثیری که ناهنجاری‌های کف پای صاف و والگوس زانو بر فعالیت عضلات اندام تحتانی دارند، تعادل این افراد از بین رفته و منجر به افتادن و ایجاد آسیب‌ها و میزان بالای هزینه‌های درمان می‌شود؛ لذا ضروری به نظر می‌رسد تا تمهیداتی جهت اجرای یک برنامه اصلاحی جامع در افراد دارای سندروم انحراف پروناسیون با تأکید بر فعالیت عضلات مؤثر در بازیابی تعادل انجام شود.

منابع و اسناد محدودی در ارتباط با اصلاح سندروم پروناسیون اندام تحتانی بر روی کنترل تعادل بدن وجود دارد. برخی از محققین بیان کرده‌اند که اختلالات وضعیتی در مفاصل زانو و مچ پا از جمله والگوس و واروس در مفصل زانو و پرونیشن و سوپینیشن در مفصل مچ پا

[1] Stiffness
[2] Antagonist
[3] Knee Dynamic Stabilizer
[4] Short-Foot Exercises

www.SID.ir

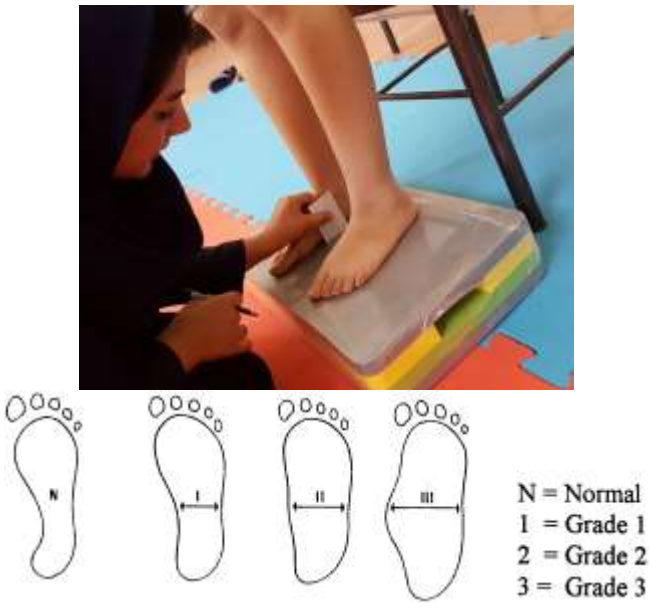
Archive of SID

ممکن است سبب آسیب عضلانی یا عصبی، اختلال در راه رفتن، عدم هماهنگی مفاصل اندام تحتانی و افزایش میزان نوسانات (کاهش تعادل) بدن شود.[۵، ۶، ۱۷، ۱۸] برخی مطالعات هم تاثیر تمرینات اصلاحی بر تعادل را بررسی کرده‌اند.[۱۵] در تحقیقات گذشته فعالیت عضلاتی که مسئول استراتژی‌های حرکتی تعادل هستند در افراد با سندروم پروناسیون اندام تحتانی و همچنین تمرینات ترکیبی اصلاحی در این سندروم مد نظر قرار نگرفته است و با توجه به تأثیر احتمالی آن بر تعادل به نظر می‌رسد این میزان اثرگذاری آن از اهمیت و ضرورت برخوردار باشد. با ارائه تمرینات اصلاحی جامع و اعمال اغتشاش بیرونی در بررسی تعادل، می‌توان به طور دقیق‌تر به تاثیر اصلاح وضعیتی و همچنین اصلاح بکارگیری سیستم‌های مسئول کنترل تعادل بدن و استراتژی‌های استفاده‌شده جهت بازیابی تعادل پرداخت. هدف مطالعه حاضر بررسی اثر تمرینات اصلاحی بر میزان فعالیت منتخبی از عضلات درگیر در استراتژی مچ پای دختران دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی بود.

مواد و روش ها

روش تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون، پس‌آزمون با گروه کنترل است. بدین منظور ۳۰ دانش‌آموز دختر با دامنه سنی ۱۶-۱۳ ساله دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی شهرستان زاهدان بر طبق معیارهای ورود و خروج از تحقیق از بین آنها انتخاب شدند. معیارهای انتخاب افراد برای ورود به تحقیق شامل شاخص توده بدنی (BMI)[5] بین ۲۴-۲۰، افت ناوی بیشتر از ۱۰ میلی‌متر و صافی درجه ۲ کف پا، زاویه تیبیوفمورال کمتر از ۱۶۵ درجه، عدم سابقه آسیب، جراحی و شکستگی در اندام تحتانی، عدم بیماری عصبی-عضلانی، شنوایی، بینایی و درد و عدم استفاده از داروهای مؤثر بر تعادل بود. بر اساس قد و وزن، BMI و وضعیت پروناسیون همگن‌سازی گروه‌های تجربی و کنترل (هر گروه ۱۵ نفر) صورت گرفت. سپس به این افراد و والدینشان اطلاعاتی در مورد سندروم پروناسیون اندام تحتانی، شرایط بهبود، هدف تحقیق و نحوه انجام مطالعه ارائه شد، در صورت اعلام آمادگی آنها برای شرکت در تحقیق، فرم رضایت‌نامه جهت تکمیل و امضاء در اختیار آنها قرار گرفت و پس از امضای فرم مذکور به عنوان آزمودنی تحت مطالعه قرار گرفتند.

به منظور تعیین اندازه کمی صافی کف پا، از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل ساب تالار توسط آزمون شاخص افت استخوان ناوی استفاده شد.[۶] افت استخوان ناوی با استفاده از روش توصیف شده توسط برودی[6] ارزیابی شد. اندازه‌گیری افت ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد و میانگین آنها به کار برده شد.این آزمون دارای اعتبار لازم برای سنجش مقدار پرونیشن پا است. ضریب پایایی آن توسط مولر و همکاران r=٪۸۵، شالتز وهمکاران r=٪۸۰، ایوانز و همکاران r=٪۷۶ ، جی هرتل و همکاران r=٪۷۰ گزارش شده است.[۱۹] در این بررسی با توجه به شرایط ورود به تحقیق که کف پای صاف منعطف درجه ۲ بوده است، از تست اثر پا با استفاده از دیدن کف پا روی جعبه آینه و همچنین پودر تالک استفاده می‌شود تا آزمودنی با کف پای صاف درجه ۲، بر اساس متد Denis A "در درجه ۲ ساپورت بخش مرکزی و جلوی پا[7]هم اندازه هست"انتخاب شود.[۲۰]



تصویر ۱. تست افت استخوان ناوی و درجه‌بندی کف پا Denis A

[5] BMI
[6] Brody
[7] Fore Foot

www.SID.ir

Archive of SID

به منظور اندازه‌گیری والگوس زانو، آزمودنی در حالت ایستاده با ران‌ها و زانوها در وضعیت اکستنشن کامل و چرخش خنثی قرار گرفته به طوری که پاها جفت کنار هم باشند. خار خاصره قدامی فوقانی (ASIS)[8] با یک ماژیک علامتگذاری شد. مرکز کشکک با کمک دایره های هم مرکز تعیین و علامتگذاری شد. مرکز مچ پا به عنوان نقطه میانی بین قوزک داخلی و خارجی به کمک کالیپر ورنیر استانداردشده علامتگذاری شد. مرکز گونیامتر روی مرکز کشکک قرار داده شد و بازوی ساکن گونیامتر روی محور آناتومیکی ران طوری که سر پروکزیمال ASIS لمس شود و بازوی متحرک گونیامتر روی محور آناتومیکی تیبیا طوری که سر دیستال نقطه میانی مچ پا لمس شود، قرار گرفت. زاویه تیبیوفمورال (TFA)[9] با استفاده از گونیامتر به نزدیکترین درجه اندازه‌گیری شد.[۲۱] در واروس زانو این زاویه افزایش می-یابد، در حالی که در والگوس زانو این زاویه کاهش می‌یابد. در سفیدپوستان زاویه TFA بین ۱۷۵-۱۷۰ درجه است. در زنان و مردان سفیدپوست وقتی این زاویه کمتر از ۱۶۵ درجه باشد، والگوس زانو است و اگر بیشتر از ۱۷۵ درجه باشد زانوی پرانتزی می‌باشد.[۲۲]

برای اندازه‌گیری فعالیت الکتریکی عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی از دستگاه الکترومیوگرافی (EMG) سطحی ۱۶ کاناله، مدل ME 6000 ساخت شرکت مگاوین کشور فنلاند استفاده شد. الکترودهای چسبنده و یک بار مصرف و از جنس کلرید نقره[10]با سطح مقطع دایره‌ای به قطر ۱۰ میلی‌متر یک بار مصرف استفاده شد و الکترودگذاری به روش دوقطبی و فاصله مرکز به مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر در نظر گرفته شد. داده‌های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز در ثانیه جمع‌آوری شد. این سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر پیش تقویت شده[11] و در محدوده گذردهی[12] بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردید. برای ایجاد اغتشاش از سیستم تعادلی بایودکس استفاده شد.

برای آشنا شدن افراد با نحوه اجرای آزمون، ابتدا از هر کدام از آنها خواسته شد که دو بار در حالت ایستادن با پای غالب به مدت ۲۰ ثانیه روی سیستم تعادلی بایودکس بایستند. سپس الکترود روی پوست تمیز و آماده شده در عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی مطابق پروتکل اروپایی سنیام[13] مشخص و نصب شد. الکترود عضله گاستروکنمیوس داخلی (GM): الکترود عضله GM داخلی در برجستگی داخلی عضله انجام شد. تیبیای قدامی (TA): الکترود عضله TA در یک سوم فاصله سر استخوان فیبولا و قوزک داخلی در راستای تارهای عضلات و بر روی بطن عضلات نصب شد. الکترود زمین برای تمام عضلات روی برجستگی استخوان تیبیا نصب شد.[۲۳]

آزمودنی بدون کفش و در حالت ایستاده روی پای غالب در حالی که پای دیگر از ناحیه زانو به پای غالب چسبیده و ۹۰ درجه خم شده بود، روی سیستم تعادلی بایودکس با تغییر میزان سختی از درجه ۶ به درجه ۴ می‌ایستاد، سختی به تدریج کاهش می‌یافت.[۲۴]

در این حالت دست‌ها به صورت ضربدری روی سینه قرار داشت و همچنین تأکید می‌شد تا فرد بر روی یک نقطه علامت زده شده که برابر با ارتفاع چشمان وی بود، متمرکز شود. با علامت محقق و همزمان با اینکه آزمودنی پای خود را بلند کرده و دست‌ها را به صورت ضربدری روی سینه می‌گذاشت، ثبت فعالیت عضلات شروع شده و به مدت ۲۰ ثانیه ادامه می‌یافت[۲۵] (تصویر ۲). در انتها میانگین نتایجِ سه بار اجرا روی تخته تعادل به عنوان نتیجه نهایی در نظر گرفته می‌شد. هنگام پردازش سیگنال‌های ثبت‌شده، ۵ ثانیه اول و ۵ ثانیه آخر حذف و ۱۰ ثانیه‌ی میانی مورد آنالیز قرار گرفت. به منظور نرمال‌سازی داده‌های الکترومیوگرافی از روش حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی (MVIC)[14] استفاده شد. بدین ترتیب که از هر یک از عضلات مورد مطالعه ۲ بار (تکرار) آزمون MVIC گرفته و فعالیت الکترومیوگرافی عضلات در ۷ ثانیه MVIC ثبت می‌شد.[۲۵] برای پردازش اطلاعات ۲ ثانیه اول و آخر آن حذف و ۳ ثانیه میانی انتخاب شد. میانگین فعالیت الکتریکی در این ۲ تکرار برای آنالیز استفاده. در نهایت میزان فعالیت الکترومیوگرافی هر عضله (RMS) حین ایستادن یک پا روی بایودکس بر میزان MVIC همان عضله تقسیم شده و در عدد صد ضرب شد تا اعداد حاصل به صورت نرمال و درصدی از MVIC ارائه شود.

[8] Anterior Superior Iliac Spine
[9] Tibiofemoral Angle
[10] Ag/AgCl
[11] Preamplified
[12].Band-Pass Filter
[13] SENIAM
[14] Maximal Voluntary Isometric Contraction (MVIC)

www.SID.ir

Archive of SID

تصویر ۲. ثبت فعالیت الکترومیوگرافی روی سیستم تعادلی بایودکس

برنامه تمرینات: آزمودنی‌های گروه تجربی جهت اجرای تمرینات مربوطه به مدت ۸ هفته و هفته‌ای ۳ جلسه به صورت یک روز در میان (غیرمتوالی)اجرا شد. مدت زمان جلسات تمرینی با توجه به گرم کردن اولیه (۱۵–۱۰ دقیقه)، برنامه مهاری (۵–۱۰ دقیقه)، کششی و قدرتی (۴۵–۳۵ دقیقه) و سرد کردن نهایی (۱۰–۵ دقیقه) ۸۰–۶۰ دقیقه با احتساب اضافه بار است. گروه کنترل در این مدت هیچ‌گونه تمرینی انجام ندادند.

پروتکل تمرینات شامل مهار عضلات گاستروکنمیوس، سولئوس، فیبولا، عضلات خم‌کننده ران (TFL)، نزدیک‌کننده ران و سر کوتاه دوسر رانی و ITB به مدت۳۰ ثانیه توسط فوم غلتان، تمرینات کششی ایستا در عضلات دوقلو و سولئوس روی سطح شیب‌دار، عضلات کشنده پهن نیام و سر کوتاه عضله دوسر رانی و تمرینات مقاومتی جهت تقویت عضلات اکسنتریک کف پا شامل دورسی فلکشن و اینورژن مچ پا، اداکشن، اکستنشن و چرخش خارجی ران با کش ترابند و تمرینات SF جهت تقویت عضلات اینترینسیک کف پا و همچنین تمرینات تعادل Y در صفحه افقی، عرضی و سهمی، بالا رفتن از پله و تمرین وابل بورد[15] در جهات جلو و عقب، راست و چپ بود. در تمام تمرینات اصل اضافه بار رعایت شد. پروتکل تمرینی ترکیبی از منابع علمی مختلف است.[۲۶–۲۸]

برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلک، برای مقایسه میانگین بین گروه‌ها و بررسی تأثیر متغیر مستقل بر متغیرهای وابسته از تحلیل کواریانس استفاده شد و از آزمون‌های تعقیبی (آزمون توکی) جهت تعیین تفاوت درون گروه‌ها استفاده شد. تجزیه و تحلیل اطلاعات در سطح معناداری ۹۵٪ و P≤۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ انجام شد.

یافته ها

مشخصات آزمودنی‌ها به صورت میانگین و انحراف استاندارد و به تفکیک هر گروه در جدول ۱ گزارش شده است. دو گروه تجربی و کنترل از نظر متغیرهای سن، قد، وزن، شاخص BMI و سندروم پروناسیون (افت ناوی و همسان شد. نتایج بررسی متغیرهای سن، قد، وزن، شاخص BMI و سندروم پروناسیون با استفاده از آزمون آماری شاپیروویلک نشان داد دو گروه تجربی و کنترل قبل ازاجرای تمرینات اصلاحی و ثبت فعالیت عضلات روی سیستم تعادلی بایودکس در میانگین متغیرهای مذکور به جز سن تفاوت معناداری نداشتند (p>۰/۰۵).

جدول ۱: نتایج آزمون شاپیروویلک جهت بررسی وجود اختلاف در مشخصات آنتروپومتریکی بین گروه های تحقیق

متغیر		گروه تجربی (n=۱۵)	گروه کنترل (n=۱۵)	P-Value
سن (سال)		۱۴/۷۰±۰/۹۵	۱۵/۱۳±۰/۹۱	۰/۰۰۲
قد (سانتی‌متر)		۱۵۴/۶۷±۵/۷۰	۱۵۷/۴۷±۶/۶۷	۰/۱۴۷
وزن		۵۲/۲۰±۴/۵۰	۵۴/۷۳±۶/۶۸	۰/۷۲۶
BMI (وزن تقسیم بر قد به توان ۲)		۲۱/۸۱±۱/۲۴	۲۲/۰۵±۱/۶۹	۰/۰۶۲
سندروم پروناسیون	افت ناوی ND	۱۵/۲۶±۱/۷۵	۱۴/۳۳±۱/۴۴	۰/۱۳۶
	TFA	۱۵۶/۹۳±۲/۶۸	۱۵۶/۶۷±۲/۴۶	۰/۱۲۰

نتایج آزمون آماری شاپیروویلک نشان داد بین قد، وزن، BMI و سندروم پروناسیون بین گروه‌های تحقیق اختلاف معناداری وجود ندارد

[15] Wobble Board

www.SID.ir

Archive of SID

(P>۰/۰۵).

نتایج مقایسه میزان میزان فعالیت عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی دو گروه روی سیستم تعادلی بایودکس در جدول ۲ نمایش داده شده است. متغیر تمرینات اصلاحی بر میزان فعالیت (RMS) عضله تیبیای قدامی (TA) در مرحله پس‌آزمون با این متغیر در مرحله پیش‌آزمون تفاوت معناداری دارد. این تمرینات به طور تقریبی ۹۴٪ بر میزان فعالیت TA دختران دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی تاثیر داشته است (P=۰/۰۰۱). همچنین متغیر یک دوره تمرینات اصلاحی بر میزان فعالیت گاسترکنمیوس داخلی (GM)، در مرحله پس‌آزمون با این متغیر در مرحله پیش‌آزمون تفاوت معناداری دارد. این تمرینات به طور تقریبی ۶۲٪ بر GM تاثیر گذاشته است (P=۰/۰۲۶)

جدول ۲: تحلیل کوواریانس متغیر یک دوره تمرینات اصلاحی بر میزان EMG عضلات TAو GM دختران دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی

متغیر وابسته	عضله		Df	F	میانگین مجذورات	Sig.	Effect size
میزان فعالیت	تیبیای قدامی		۱	۱۳/۸۰۲	۵۸/۸۸۴	*۰/۰۰۱	۰/۹۴۷
	گاستروکنمیوس داخلی		۱	۵/۵۷۸	۸۲/۷۱۰	*۰/۰۲۶	۰/۶۲۴

* اختلاف معنادار

جدول ۳: نتایج تی همبسته بین فعالیت عضلات TA و GM دو گروه تجربی و کنترل با سندروم پروناسیون اندام تحتانی

فعالیت عضله/گروه‌ها		میانگین	انحراف استاندارد	df	t	Sig.
گروه تجربی TA	پیش‌آزمون	۲۱/۱۷	۷/۸۴	۱۴	-۳/۸۶	*۰/۰۰۲
	پس‌آزمون	۲۳/۳۸	۷/۸۵			
گروه کنترل TA	پیش‌آزمون	۲۳/۹۴	۷/۱۴	۱۴	۱/۵۷	۰/۱۳۷
	پس‌آزمون	۲۳/۱۸	۷/۰۲			
گروه تجربی GM	پیش‌آزمون	۱۷/۶۷	۳/۵۶	۱۴	۵/۰۳	*۰/۰۰۰
	پس‌آزمون	۱۵/۵۲	۳/۴۲			
گروه کنترل GM	پیش آزمون	۱۶/۷۵	۳/۳۹	۱۴	۰/۸۲	۰/۴۲۵
	پس آزمون	۱۶/۳۲	۳/۴۶			

* اختلاف معنادار

نتایج جدول ۳ تی همبسته نشان می دهد که بین میزان فعالیت عضله TA و GM گروه تجربی در پیش آزمون و پس آزمون تفاوت معناداری در سطح (P=۰/۰۵) وجود دارد؛ به طوری که میزان فعالیت عضله TA به طور معناداری ۱۰ درصد افزایش و میزان فعالیت عضله GM 12 درصد کاهش یافته است. در گروه کنترل اختلاف معناداری در فعالیت عضلات مذکور وجود نداشت.

بحث

نتایج تحقیق حاضر نشان داد پاسخ الکترومیوگرافی عضلات تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی با اغتشاش وضعیتی روی سیستم تعادلی بایودکس پس از اجرای ۸ هفته تمرینات اصلاحی در دختران گروه تجربی و کنترل دارای سندروم پروناسیون اندام تحتانی تفاوت معناداری داشت و به طور قابل توجهی به ترتیب افزایش و کاهش یافت.

فعالیت عضلات اینورتور در افراد با وضعیت هایپرپرونیشن زیاد و فعالیت عضلات اورتور نسبت به افراد نرمال کمتر است و در این افراد گشتاور پلانتار فلکسوری در مچ پا بیشتر است.[۱۴] حمایت کننده اصلی قوس پا در حالت ایستا لیگامان‌ها بوده و در عین حال عضله تیبیای قدامی نقش مؤثری را در حرکت اینورژن مچ پا ایفا می‌کند که سبب حمایت در حفظ قوس طولی داخلی پا می‌شود.[۲۹] تغییرات بیومکانیکی ناشی از پرونیشن مچ پا ممکن است بر بارهای مفصلی، بازدهی مکانیکی عضلات، بازخورد و جهت یابی حس عمقی اثرگذار باشد و به تغییر در کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی بینجامد.[۳۰]

افزایش معنادار فعالیت الکترومیوگرافی عضله تیبیای قدامی ممکن است نشان‌دهنده تقویت عضله در اثر تمرین دورسی فلکشن مچ پا با کش ترابند باشد. این امر نشان‌دهنده این است که در بین فلکسورها، عضله تیبیای قدامی به دلیل مزیت مکانیکی بالا قوی‌ترین دورسی فلکسور مچ پا محسوب گردد. بیان شده است که در مچ پا با وضعیت خنثی، تحریک الکتریکی عضله تیبیای قدامی حدود ۴۲ درصد از مجموع گشتاور دورسی فلکشن تولیدشده به وسیله دورسی فلکسورها را تولید می‌کند.[۳۱]

عملکرد اصلی عضله گاستروکنمیوس در مفصل زانو، حفظ کپسول خلفی از هایپر اکستنشن در زمان تحمل وزن است، ولی در خم کردن مفصل زانو و مقابله با گشتاورهای واروس و والگوس خارجی وارده به آن (عضله‌ی گاستر خارجی در برابر گشتاورهای واروس خارجی و

www.SID.ir

Archive of SID

گاستر داخلی در برابر گشتاور والگوس مقاومت می‌کند) هم نقش دارد. با توجه به این که این عضله یک عضله‌ی دومفصلی است، عملکرد آن در مفصل زانو هم به وضعیت این مفصل و هم به وضعیت مچ پا بستگی دارد و در حرکات مختلف به صورت سینرژیست با عضله‌ی کوادریسپس عمل کرده و ثبات مفصل زانو را فراهم می‌کند. زمانی که فعالیت گروه عضلانی کوادریسپس در جهت کنترل پوسچرال دینامیک زانو تحت تأثیر قرار گیرد، ممکن است تغییراتی در عملکرد سینرژیستی این عضله هم اتفاق افتد، البته تغییرات جبرانی که در مفاصل مچ پا و ساب تالار و تارسال میانی در اثر تغییر وضعیت زانو ایجاد می‌شود، هم می‌تواند عملکرد آن را در جهت کنترل پوسچر زانو تحت تأثیر قرار دهد.[۳۲]

این فرضیه مطرح است که فعالیت عضلات متعدد در طول پاسخ‌های وضعیتی انسان به اغتشاش، به وسیله یک قانون فیدبک تأخیری رایج بر مبنای حرکت مرکز جرم بدن ایجاد می‌شود.[۳۳] پاسخ‌های وضعیتی سیستم حرکتی برای ثبات وضعیتی به عنوان پاسخ‌های وضعیتی خودکار شناخته می‌شود. این پاسخ‌ها در سطح قشری و به طور عمده در مخچه شکل می‌گیرد و به طور ناخودآگاه قبل از حرکات ارادی رخ می‌دهد و با تلاش آگاهانه قابل اصلاح نیست.[۳۴] در یک پاسخ رفلکسی سطح فعالیت عضلات عمل‌کننده به چند عامل: ۱. راستای اعمال حرکت ۲. میزان جابجایی ۳. نوع جابجایی مرکز ثقل یا سطح اتکا ۴. سرعت اعمال اغتشاش وضعیتی بستگی دارد. این واکنش‌های وضعیتی خودکار به سه استراتژی تعادل مشخص: استراتژی مچ پا، هیپ و قدم برداشتن تقسیم می‌شود[۳۴] که برای بازگرداندن راستای مرکز جرم بدن و محدوده سطح اتکا به تدریج فعال می‌گردند. اولین استراتژی حرکتی کنترل‌کننده نوسان بدن پس از اغتشاش، استراتژی مچ پا است که اساساً توسط گروه‌های عضلانی دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور، حول محور مفصل مچ پا انجام می‌پذیرد. این استراتژی به طور معمول هنگامی که نیروهای برهم زننده تعادل کوچک و سطح اتکاء سفت باشد، از سوی فرد برای کنترل وضعیت بدن اتخاذ می‌شود.[۷]

هنگام ایستادن راحت یا بروز اغتشاشات کوچک برای برگرداندن مرکز جرم فرد به حالت پایدار، حرکاتی در مفصل مچ پا صورت می‌گیرد. در صورت به هم خوردن تعادل رو به جلو عضلات گاستروکنمیوس، همسترینگ و پاراسپینال‌ها و هنگام بهم خوردن تعادل رو به عقب عضلات تیبیای قدامی، کوادریسپس و شکمی[۱۶] از دیستال به پروگزیمال فعال می‌شود؛ به گونه‌ای که در به هم خوردن تعادل رو به جلو ۹۰ تا ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از اغتشاش، عضله گاستروکنمیوس و ۲۰ تا۳۰ میلی‌ثانیه بعد از آن همسترینگ و در نهایت عضلات پارا اسپینال شروع به فعالیت می‌کند.[۸]

یافته‌های مطالعه حاضر با نتایج Lee، Oliveira، Vittore، Nyland و همکارانشان، همسو بود. نتایج مطالعه Lee و همکارانش (۲۰۱۶) فعالیت پایین‌تر عضله ابداکتور شست پا را در افراد با وضعیت کف پای صاف نسبت به افراد با کف پای نرمال و فعالیت بیشتر تیبیای قدامی نسبت به ابداکتور شست پا را حین تمرینات SFE در حالت نشسته نشان داد.[۳۵] در بررسی Oliveira و همکاران (۲۰۱۲)، تفاوت معناداری بین فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ارکتور اسپاین و تیبیای قدامی در حالت چشمان باز و بسته روی تاب تعادل و بین چشم باز روی تاب تعادل و چشم بسته روی تخته تعادل مشاهده کردند.[۳۶] Vittore و همکاران (۲۰۰۹)، فعالیت عضله تیبیالیس انتریور را در کودکان ۱۵-۱۰ ساله مبتلا به کف پای صاف منعطف در وضعیت‌های ایستاده و طاق‌باز با کودکان پای طبیعی مقایسه کردند و گزارش کردند که هر چه شدت صافی کف پا بیشتر شود، فعالیت الکتریکی تیبیالیس آنتریور هم کاهش می‌یابد.[۳۷] Nyland و همکاران گزارش کردند که افراد مبتلا به ژنووالروم و ژنووالگوم در مقایسه با افراد سالم جهت حفظ پوسچر خود به فعالیت بیشتر عضله‌ی گاستروکنمیوس نیاز دارند، به دلیل اینکه این افراد نسبت به افراد سالم، برای کنترل پوسچر دینامیک اندام تحتانی کنترل بیشتری در وضعیت مفاصل ساب تالار و تارسال میانی در صفحه فرونتال نیاز دارند. .[۳۸] این در حالی است که در مطالعه حاضر پس از اجرای تمرینات اصلاحی به منظور اصلاح وضعیت سندروم پروناسیون اندام تحتانی که شامل دو ناهنجاری والگوس زانو و هایپر پرونیشن کف پا است، افزایش فعالیت عضله تیبیای قدامی و کاهش فعالیت عضله گاستروکنمیوس وجود داشت و این عضلات پیش از تمرینات در گروه تجربی، به ترتیب فعالیت کمتر و بیشتری داشتند.

از سویی دیگر مطالعه حاضر با یافته‌های Murley و همکاران و عنبریان و همکاران همسو نبود. در مطالعه Murley و همکاران در فاز سکون راه رفتن، افزایش فعالیت عضله تیبیای قدامی و کاهش فعالیت پرونئوس لانگوس در گروه با وضعیت کف پای صاف مشاهده شد. [۱۴] عنبریان فعالیت بیشتر عضله تیبیای قدامی و فعالیت کمتر عضلات فیبولا و سولئوس را در چرخه‌ی کامل راه رفتن و مرحله استقرار در گروه‌های پای پرونیت و سوپی نیت نسبت به گروه پای نرمال نشان دادند.[۳۹] در این مطالعات فعالیت الکترومیوگرافی حین راه رفتن ثبت شده است که می‌تواند از دلایل اختلاف نتایج باشد. پاسخ‌های عضلانی به وظایف حرکتی وابسته است؛ بنابراین نوع پاسخ ارائه‌شده در مطالعه حاضر با توجه به اغتشاش ایجادشده روی سیستم تعادلی بایودکس، پاسخ غیرارادی و رفلکسی است، در حالی که راه رفتن یک

[16] Abdominal Muscles

www.SID.ir

Archive of SID

فعالیت فانکشنال بوده که عضلات در طی آن پاسخ‌های ارادی ارائه می‌کنند. علاوه بر آن این تفاوت‌ها در افراد با کف پای صاف ممکن است جبران عصبی-عضلانی برای کاهش بار زیاد قوس طولی داخلی را منعکس کند. این در حالی است که در مطالعه حاضر به منظور بهبود وضعیت کف پا و زانو تمرینات اصلاحی اجرا شده است.

نتایج مطالعه ربیعی و همکاران (۲۰۱۳) فعالیت الکترومیوگرافی بیشتر عضله تیبیای قدامی، نازک‌نی بلند و بخش خارجی عضله گاستروکنمیوس در افراد دارای زانوی ضربدری هنگام مواجهه با شتاب ناگهانی را نشان دادند.[۴۰] در بررسی مقایسه‌ای خداویسی و همکاران (۲۰۱۶) روی فعالیت عضلات تنه و اندام‌های تحتانی حین راه رفتن دختران، فعالیت بیشتر عضله‌ی تیبیای قدامی و گاستروکنمیوس داخلی در گروه با وضعیت کف پای پرونیشن نسبت به گروه‌های سوپینیشن و نرمال هنگام فاز تماس پاشنه نشان دادند.[۴۱] این نتایج با بخشی از مطالعه حاضر از جمله فعالیت عضله تیبیای قدامی همخوانی نداشت. از دلایل عدم همخوانی نتایج می‌توان به وضعیت والگوس زانو در مطالعه ربیعی اشاره نمود. در اغتشاش قدامی افزایش فعالیت عضله تیبیای قدامی مشاهده شده، افزایش فعالیت این عضله نشان‌دهنده تلاش عضله برای افزایش پایداری[۱۷]ساختار پا بوده است. برخی از محققین بیان نموده‌اند که حمایت‌کننده اصلی قوس پا در حالت ایستا لیگامان‌ها بوده و در عین حال عضله تیبیای قدامی نقش مؤثری را در حرکت اینورژن مچ پا ایفا می‌کند که سبب حمایت در حفظ قوس طولی داخلی پا می‌شود.[۲۹] آنها فعالیت الکترومیوگرافی زیاد عضله نازک‌نی بلند و بخش خارجی عضله گاستروکنمیوس (آنتاگونیست عضله تیبیای قدامی) هنگام مواجهه با آشفتگی در جهت قدامی در افراد با زانوی ضربدری را به دلیل هم-انقباضی عضلات آگونیست و آنتاگونیست در این گروه از افراد، برای غلبه بر ناپایداری وضعیت بدنی هنگام مواجهه با آشفتگی نسبت دادند.[۴۰] نتایج با بخشی از مطالعه حاضر یعنی فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی همخوانی داشت. فعالیت عضله گاستروکنمیوس داخلی در افراد با سندروم پروناسیون اندام تحتانی افزایش یافته و پر تنش می‌شود. در این مطالعه با تمرینات مناسب جهت بهبود سندروم LEPS[۱۸] سعی بر آن داشتیم تا وضعیت عضلات کوتاه و طویل شده بهبود یابد و فعالیت عضلات خصوصاً در استراتژی مچ پا بهبود یابد. تغییر فعالیت عضلات ممکن است در نتیجه تمرینات مذکور و بهبود بیومکانیک عضلات باشد. تمرین تقویت عضلات اکسترینسیک کف پا تمرینی است که معمولاً با هدف کمک به ثبات مفصل میدتارسال و قوس طولی داخلی هنگام فاز سکون (Stance) راه رفتن است، در حالی که تقویت عضلات اینترینسیک تمایل به کنترل پرونیشن کف پا دارد.[۴۲]

کنترل طبیعی نوسان پوسچرال در یک ترتیب از پائین به بالا اتفاق می‌افتد، به طوری که فعال شدن عضله تحتانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه بعد از یک بهم خوردگی پوسچرال صورت می‌گیرد. برای مثال، در طول یک نوسان ایجادشده به سمت جلو، عضلات پوسچرال به ترتیب ذیل فعال می‌شود: ۱. عضله گاستروکنمیوس ۲. عضلات پشت ران ۳. عضلات اطراف ستون مهره‌ای

حال اگر در این توالی، عضلات فوقانی در ابتدا منقبض شوند، خط نیروی بکار رفته‌شده در مفصل زانو جابجا شده و گشتاورهای اکستنشن/فلکشن مانع تعادل طولانی‌مدت می‌شود.[۴۳] این بی‌نظمی در ترتیب انقباض عضلات می‌تواند در اثر ایجاد ناهنجاری‌های اندام تحتانی از جمله سندروم انحراف پروناسیون ایجاد شود که در مطالعه حاضر به منظور ایجاد نظم و عدم تأخیر انقباض در عضلاتی که باید فعال شوند، تمرینات اصلاحی انجام شد و فعالیت عضلات مؤثر در استراتژی حرکتی مچ پا بررسی شد. استراتژی‌های ترکیبی مچ پا-ران بیان‌کننده این مطلب است که عضلات مچ پا، نقش برتری را در سرعت آهسته آشفتگی‌های تعادلی بازی می‌کند و استراتژی لگن به طور فزاینده‌ای با افزایش تغییر سرعت یا شدت آشفتگی ظاهر می‌گردد.

نتیجه گیری

با توجه به اینکه زمان بکارگیری استراتژی‌های مچ پا و ران در افراد با ناهنجاری‌های اندام تحتانی نسبت به افراد با وضعیت نرمال، متفاوت است، فعالیت عضلات مسئول در این استراتژی‌ها نیز متفاوت بوده و می‌توان با اجرای تمرینات جامع، انقباض مناسب و به موقع عضلات مرتبط با استراتژی‌های حفظ تعادل از جمله استراتژی مچ پا که اولین استراتژی بکار گرفته در بازیابی تعادل است را بهبود داد و در پیشگیری از اختلال تعادل و ایجاد آسیب‌های پیامد عدم تعادل مؤثر واقع شد. درمانگران لازم است با اجرای تمرینات مناسب و بهبود وضعیت بدنی افراد با وضعیت سندروم پروناسیون اندام تحتانی، علاوه بر بهبود وضعیت کلی به بهبود بکارگیری و فعالیت مناسب عضلات مسئول بازیابی تعادل تلاش کنند.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع دکتری خانم مهتاب نجفی به راهنمایی اساتید آقای سید صدرالدین شجاع‌الدین و خانم ملیحه حدادنژاد و مشاوره آقای امیرحسین براتی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمام اشخاصی که در انجام تحقیق حاضر ما را یاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

[17] Stability
[18] Lower Extremity Pronation Syndrome

www.SID.ir

Archive of SID

منابع

1. Clark MC, Lucett SC. NASM Essentials of Corrective Exercise Training. Baltimore, MD. Lippincott, Williams and Wilkins 2011; 170-172.
2. Bell Dr, Pauda Da, Clark Ma. Muscle strength and flexibility characteristics of people displaying excessive medial knee displacement. mArch physical Med Rehabil 2008; 89:1323-8.
3. Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. European journal of applied physiology 2011;111(1):115-23.
4. Gross Mt. Lower quarter screening for skeletal malalignment: Sggestions for orthotics and shoewear. J Orthop Sport Phys Ther 1995; 21: 405-389.
5. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. J Athl Train 2002;37(2): 129-132.
6. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Ath Train 2005;40:41-46.
7. Nashner LM. Physiology of balance, with special reference to healthy elderly". In Gait disor of aging: falls and therapeutic sterategies. Eds: Masdeu JC, Sudardky L and Wolfson L. Philadelphia, Lippincott-Raven 1997;37-53.
8. Colby LA, Kisner C, Exercise T. Foundations and Techniques": FA Davis Company 2007.
9. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. Br J Sports Med 2005; 39: 347-350
10. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. J Phys Ther 1997; 77(5): 517-33.
11. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. Phys Ther 1997;77(5):517–33.
12. Chen C, Lou S, Wu H-W, Wu S, Yeung K, Su F. Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2014;11(50): 2-12.
13. Lloyd DG, Buchanan TS, J Biomech. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. J Biomech 2001;34(10):1257-67.
14. Murley GS, L.K., 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 and Posture 2009; 29:172-187..
15. Moon D, Kim K, Lee S. Immediate Effect of Short-foot Exercise on Dynamic Balance of Subjects with Excessively Pronated Feet. J. Phys. Ther. Sci 2014; 26: 117-119
16. Listyorini I, Shanti M, Prabowo T. Effectiveness in Dynamic Balance: a Comparison between Foot Muscle Strengthening Using Elastic Band and without Elastic Band in Children Aged 8-12 with Flexible Flatfeet. IJIHS 2015;3(1): 26-32
17. Hrysomallis C, Goodman C. A review of resistance exercise and posture realignment. J Strength Cond Res 2001; 15(3): 385-390.
18. Garakhanloo R, Alizadeh MH, Daneshmandi H. Corrective exercises. 3 ed. Tehran: Jahad Daneshgahi Pub2002.
19. Walker M, Fan H. Relation between foot pressure pattern and foot type. Foot and ankle international 1998;19(6): 379-83.
20. Chougala A, P.V., Khanna E, Panda S. Screening of body mass index and functional flatfoot in adult: an observational study International Journal of Physiotherapy and Research 2015;3(3):1037-41.
21. Mathew S E, Madhuri V. Clinical tibiofemoral angle in south Indian children. Bone Joint Res 2013;2(8): 155-61.
22. Singh O, Maheshwari T P, Hasan S, Ghatak S and Ramphal S K. Study of Tibiofemoral angle among Healthy Male Maharashtrian population. International Journal of Biomedical Research 2013; 4(7) :321-329.
23. Winter D A, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride - to - stride and inter - subject variability. Electroencephalography and clinical 1987; 67: 402-411.
24. Arnold BL, S.R., Examination of balance measures produced by the biodex stability system. J Athl Train 1998. 33(4): 323-327.
25. Mansouri R, R.R., Minoonejad H, Comparing the amount of EMG activity of the selected involved muscles in ankle strategy in female athletes while standing on one leg on shuttle balance and wobble board. Arak Medical University Journal (AMUJ) 2015; 18(95): 70-79. [In Persian]
26. Goss K., The ultimate guide to FixingFlat Feet. TRAINING & EQUIPMENT 2008; 48-51.
27. Junga DY, Kohb E, Kwonc OY. Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation 2011; 24:225-31.
28. Listyorini,I. Shanti,M. Prabowo,T. Effectiveness in Dynamic Balance: a Comparison between Foot Muscle Strengthening Using Elastic Band and without Elastic Band in Children Aged 8–12 with Flexible Flatfeet. IJIHS 2015; 3(1):26–32.
29. Oatis CA. Kinsiology the mechanics and pathomechanics of human: Human kinetics. Champaign, 2ed 2009; 121-124
30. Daneshmandi H, Saki F, Shahheidari S, Khoori A. Lower extremity Malalignment and its linear relation with Q angle in female athletes. Procedia - Social and Behavioral Sciences 2011; 15:3349.-3359. [In Persian]
31. Marsh E, Sale DG, McComas AJ, Quinlan J. Influence of joint position on ankle dorsiflexion in humans. J Appl

www.SID.ir

Archive of SID
physiol 1981; 51(1): 160-167.
32. Namavarian N, Rezasoltani A, Rekabizadeh M. A study on the function of the knee muscles in genu varum and genu valgum. Scientific Journal of Novin Tavanbakhsi 2014; 8(3):1-9.
33. Welch TDJ, Ting LH. A Feedback Model Reproduces Muscle Activity During Human Postural Responses to Support-Surface Translations. J Neurophysiol 2008; 99: 1032-8.
34. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movement: adaptation to altered support surface configurations. Journal of Neurophysiology1986; 35:1369-81.
35. Lee, JH, Cynn HS, Yoon TL, Choi SH, Kang TW. Differences in the angle of the medial longitudinal arch and muscle activity of the abductor hallucis and tibialis anterior during sitting short-foot exercises between subjects with pes planus and subjects with neutral foot Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation 2016;29(4):809-815.
36. Oliveira DC Santos PA, etal. Electromyographic analysis of lower limb muscles in proprioceptive exercise performed with eyes open and close Rev Bras Med Esporte 2012;18(4): 261-66.
37. Vittore D, Patella V. Petrera M, et al, Extensor deficiency: first cause of childhood flexible flat foot. Orthopedics 2009; 32(1):28.
38. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey TH, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. Med Sci Sports Exerc 2002;34(7): 1150-57.
39. Azizpour S, Anbarian M. Effect of a pronate and supinat foot on surface electromyography activity in leg select muscles during walking. spot teb researches2011;10:123-138. [In Persian].
40. Rabiei M. afarnejhad-Gre, Binabaji H, Hosseininejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. Journal of Shahrekord University of Medical Sciences 2012; 14(2):90-100. [In Persian].
41. Khodaveisi H, Sadeghi H, Memar R, Anbarian M. Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot . Apunts Med Esport 2016; 51(189):13-19. [In Persian].
42. Fayiz F. El-Shamy, Anees S. Effect of Flexible Pes Planus on Postural Stability in Adolescent Females. International Journal of Science and Research (IJSR) 2012; 3(7): 653-656. [In Persian].
43. Payton D, Richard P, Di Fabio. Manual of physical therapy. New York: Churchill Livingstone 1989.

www.SID.ir