مقا یسه اثر باند پیچی بر قدرت عضلات چرخاننده داخلی و خارجی در بیماران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مزمن مچ پا

شاهین گوهرپی [*1]، محمد جعفر شاطرزاده [*]، محمد صادقی کوغری [**]
محمد فکور [***]، نادر معروفی [+]

چکیده

هدف: سندرم پیچ خوردگی خارجی مچ پا یکی از شایعترین صدمات مفصل مچ پا می باشد که ۸۵ درصد کل پیچ خوردگی‌های این مفصل را تشکیل می‌دهد. پیچ خوردگی خارجی حاد مچ پا باعث صدمه به ساختارهای خارجی مفصل خصوصاً لیگامانها و کپسول می‌شود. عوامل متعددی در ایجاد بی‌ثباتی عملکردی مچ پا نقش دارند که مهمترین آن نقص قدرت عضلانی است. در بین مجموعه عضلات مچ پا، عضلات اینورتور و اورتور با انقباض کانستریک[1] و اکسنتریک[2] خود در ایجاد ثبات دینامیک مفصل نقش دارند یکی از روشهای غیر تهاجمی در درمان بی‌ثباتی‌ها استفاده از باند پیچی است. هدف از این پژوهش بررسی تأثیر باند پیچی بر روی قدرت عضلات مجموعه مچ پا در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مزمن مچ پا می‌باشد.

روش بررسی : در تحقیق حاضر با استفاده از دستگاه ایزوکینتیک[3] Biodex ابتدا قدرت دو گروه عضلات اینورتور و اورتور در افراد سالم و بیمار مقایسه گردید. بدینصورت که حداکثر گشتاور کانسنتریک و اکسنتریک این عضلات در دو سرعت ۶۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه بصورت تصادفی اندازه‌گیری و پس از نرمال کردن نسبت به وزن بدن، حداکثر گشتاور محاسبه گردید. سپس مچ پای بیماران مطابق با روش Gibney بانداژ گردید و مجددا حداکثر گشتاورها مانند آنچه ذکر شد اندازه گیری گردید.

یافته‌ها: روش نمونه‌گیری بصورت غیر تصادفی و از نوع غیر تجربی شاهد – موردی می‌باشد. دامنه سنی جمعیت مورد مطالعه بین ۳۰-۱۸ سال و شامل ۱۵ مرد سالم و ۱۵ مرد مبتلا به پیچ خوردگی عملکردی مزمن مچ پا بوده است. یافته‌های پژوهش نشان داد که حداکثر گشتاور اکسنتریک نرمال شده عضلات اینورتور به وزن بدن در دو سرعت ۶۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در دو گروه اختلاف آماری معنا دار داشته ($p < ۰/۰۵$)، و در افراد بیمار کمتر بوده است . از طرف دیگر حداکثر گشتاور اکسنتریک نرمال شدهٔ عضلات اینورتور در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه، قبل و بعد از باندپیچی اختلاف آماری معناداری داشته ($p< ۰/۰۵$)، بطوریکه باند پیچی مچ پا باعث افزایش حداکثر گشتاور گردیده است.

نتیجه گیری: مطالعه حاضر نشان داد که ضعف اکسنتریک عضلات اینورتور می تواند با بی ثباتی عملکردی مزمن مچ پا در ارتباط باشد ولی ضعف کانسنتریک عضلات اورتور مشاهده نگردید.

کلید واژه‌گان: بی ثباتی عملکردی مزمن مچ پا، قدرت ایزوکینتیک عضلات، حداکثر گشتاور، باند پیچی مچ پا

---

* استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اهواز

** کارشناس ارشد فیزیوتراپی، مربی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی شیراز

*** دانشیار، گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی اهواز

+ استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی ایران

۱- نویسنده مسؤل

1-Concentric
2-Eccentric
3-Isokinetic

دریافت مقاله: ۱۳۸۴/۴/۱۳ دریافت مقاله اصلاح شده: ۱۳۸۵/۵/۷ اعلام قبولی: ۱۳۸۵/۹/۵

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

برای اولین بار Freeman بی ثباتی عملکردی مفصل مچ پا را بصورت پیچ خوردگی‌های مکرر و احساس خالی شدن در مفصل معرفی کرد (۱). مطالعات اخیر بی ثباتی مکرر مچ پا و احساس بی ثباتی مفصل را به علت اختلال حس عمقی و اختلال عملکرد سیستم عصبی عضلانی تعریف نموده و مهمترین عوامل ایجاد کنندهٔ این بی ثباتی را، اختلال تعادل، نقص قدرت عضلانی، اختلال حس عمقی، تأخیر زمانی در پاسخ عضلات سهیم در ایجاد ثبات پویای مفصل و کاهش دامنه دورسی فلکسیون[1] مچ پا عنوان نموده اند (۷و٦و٥و٤و٣و٢و١). صدمه به گیرنده‌های مکانیکی موجود در لیگامانهای خارجی یا ساختارهای تاندونی – عضلانی به دنبال صدمه اولیه منجر به ایجاد پدیده De-Afferentation گیرنده‌های آوران مفصلی شده و بدنبال آن ثبات پویای مفصل که توسط عملکرد مناسب سیستم عصبی – عضلانی مربوطه و با هم انقباضی عضلات اطراف آن تأمین می‌گردد، مختل شده و در نهایت یک بی ثباتی رخ می‌دهد (۸و۳و۱). ارزیابی قدرت گروههای عضلانی اطراف مچ پا در بررسیهای اولیه با استفاده از معیارهای ارزشیابی دستی[2] بوده که یک روش ذهنی و خام می‌باشد و با دقت کم انجام شده و ماهیت پویای عضلات را مشخص نمی کند (۱). در مطالعات اخیر با استفاده از نیروسنج ایزوکینتیک[3]، ارزیابی قدرت گروههای عضلانی انجام شده که مزایای مهم آن ارزیابی دقیق قدرت عضله بصورت اکسنتریک[4]، کانسنتریک[5] و ایزومتریک[6] در کل دامنه حرکتی ، اعتبار و تکرار پذیری بالا و ضریب اطمینان بیشتر برای بیمار می‌باشد (۱). از طرف دیگر در بیماران مبتلا به پیچ خوردگی خارجی مچ پا استفاده از باند پیچی مفصل به عنوان یک مداخله درمانی در نظر گرفته می شود (٤). باند پیچی روشی است که برای بسیاری از ضایعات سیستم اسکلتی- عضلانی کاربرد دارد. در این روش با استفاده از نوارهای الاستیک و با در نظر گرفتن دامنه حرکتی مفصل، خط کشش عضلات و مسیر عبور عروق و اعصاب باند پیچی انجام شده که بعنوان یک روش غیر تهاجمی می توان سبب افزایش ثبات مفصل و برقراری تعادل در اعمال نیروها بر مفصل شود(۳،۴). دلیل استفاده از این مداخله درمانی از دو دیدگاه قابل بررسی است.

۱-دیدگاه بیومکانیکی: که بر اساس آن باند پیچی منجر به محدودیت دامنه حرکتی چرخش داخلی مچ پا و جلوگیری از پیچ خوردگی مجدد می شود (٤). ۲- دیدگاه عصبی – عضلانی: که بر طبق آن باند پیچی از طریق تحریک گیرنده های پوستی و در نتیجه بهبود حس عمقی باعث تسهیل پاسخ عصبی – عضلانی می شود (٥).

هدف کلی در این مطالعه بررسی و مقایسه قدرت گروه‌های عضلانی اینورتور[7] و اورتور[8] بوده و اینکه آیا بی ثباتی عملکردی مزمن مچ پا سبب تغییر آن شده و آیا باند پیچی بر روی این گشتاورها تاثیر دارد؟

روش بررسی

در این بررسی ۱۵ مرد سالم و ۱۵ مرد مبتلا به پیچ خوردگی عملکردی مزمن مچ پا در محدودهٔ سنی ۳۰-۱۸ سال شرکت داشته که به مراکز فیزیوتراپی وابسته به دانشگاه، فدارسیون پزشکی – ورزشی و دانشکده تربیت‌بدنی مراجعه نموده اند. معیار های ورود بیماران به این تحقیق عبارت بوده اند از: تجربه پیچ خوردگی شدید مچ پا حداقل دو مرتبه در ۶ ماه گذشته و احساس خالی شدن مفصل به سوی داخل (که تحت عنوان پیچ خوردگی مزمن مچ پا تعریف شده است)(۲،۳)، عدم انجام فعالیت

1-Dorsi flexion
2- Manual muscle test
3-Isokinetic Dynamometer
4 -Eccenteric
5-Concenteric
6- Isometric

7-Invertor
8-Evertor

Archive of SID
www.SID.ir

حرفه‌ای ورزشی، نداشتن سابقه شکستگی در نواحی ساق، مچ پا و پا، داشتن دامنه کامل حرکات مچ پا در تمامی جهات. پیچ‌خوردگی عملکردی مزمن مچ پا در کلیهٔ بیماران توسط متخصص ارتوپدی تشخیص داده شده و هیچ گونه درمانی برای آنان صورت نپذیرفته بود. علت این امر جلوگیری از ورود عوامل مداخله گر(دارو، فیزیوتراپی، بریس) در نتایج تحقیق بوده، لذا فقط اثر باند پیچی بررسی شده است. دو گروه ازنظر متغیرهای سن، قد و وزن تا حد ممکن همسان سازی شده بودند.

این بررسی در دو مرحله انجام پذیرفت: در مرحلهٔ اول ویژگی‌های آنتروپومتریک شامل سن ، قد، وزن و دامنه حرکتی حرکات دورسی فلکسیون ، پلانتار فلکسیون[1] ، چرخش داخلی و چرخش خارجی در وضعیت طاقباز اندازه گیری و ثبت گردید.

در مرحله دوم آزمونهای ایزوکینتیک انجام پذیرفت. جهت آزمون ایزوکینتیک گروه عضلانی اینورتور و اورتور در افراد سالم و افراد دچار بی ثباتی عملکردی مچ پا از دو سرعت ٦٠ و ١٢٠ درجه بر ثانیه برای هر دو نوع انقباض (اکسنتریک و کانسنتریک) استفاده شده، بدین صورت که ابتدا مچ پا در وضعیت ١٠ درجه پلانتار فلکسیون و زانو در اکستانسیون[2] کامل بوده تا عضلات همسترینگ و سایر چرخاننده‌های تیبیا جایگزین عضلات مورد مطالعه نگردند. تکیه گاه صندلی نیز در ٧٠ درجه ثابت گردید. جهت جلوگیری از حرکات مفصل ران و زانو هنگام انجام آزمون ، فرد از نواحی قفسه سینه ، لگن و قسمت فوقانی استخوان ران به صندلی دستگاه بسته می شد. دامنه حرکتی آزمون بصورت حداکثر اینورسیون و اورسیون فعال فرد منهای پنج درجه از هر دو جهت بوده و در هر سرعت، افراد دوبار حرکات را تکرار کرده، بدینصورت که سه تکرار انقباض کانسنتریک و اکسنتریک حداکثر برای حرکات اینورسیون و اورسیون در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه و پنج تکرار انقباض کانسنتریک و اکسنتریک حداکثر برای همین حرکات در سرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه انجام گردید. هر سرعت شامل دو آزمون به شرح زیر بوده است:

١-انقباض کانسنتریک – اکسنتریک برای حرکت اینورسیون در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه

٢-انقباض اکسنتریک – کانسنتریک برای حرکت اورسیون در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه

٣-انقباض کانسنتریک – اکسنتریک برای حرکت اینورسیون درسرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه

٤-انقباض اکسنتریک – کانسنتریک برای حرکت اورسیون در سرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه

آزمونهای چهارگانه فوق بطور تصادفی انجام گرفته و قبل از شروع آزمون، جهت گرم شدن و آشناسازی فرد با روند آزمون، ٥ انقباض زیر بیشینه[3] توسط فرد انجام و با یک دقیقه استراحت، آزمون اصلی شروع گردید. بین هر یک از چهار وضعیت آزمون، سه دقیقه استراحت به فرد داده شد تا احساس درد، ناراحتی و یا گرفتگی عضلانی رخ ندهد. کلیه آزمونهای ایزوکینتیک قبل و بعد از باند پیچی انجام گردید. جهت باند پیچی با استفاده از روش Gibney پس از آماده کردن پوست ناحیه مچ پا ، مفاصل مچ پا و ساب تالار در وضعیت نوترال از لحاظ دورسی فلکسیون– پلانتار فلکسیون و اینورسیون– اورسیون قرار گرفته و از نوار الاستیک جهت باندپیچی استفاده شد (٤).

یافته‌ها

پس از جمع آوری داده‌ها، با استفاده از برنامه آماری SPSS پردازش آماری انجام پذیرفت و نتایج اصلی بدین شرح حاصل گردید.مطابق با جدول شماره ١، درسرعت ٦٠ درجه برثانیه بین میانگین حداکثر گشتاور اکسنتریک نرمال شده به وزن بدن عضلات اینورتور در افراد سالم و بیمار اختلاف آماری معنادار مشاهده گردید، بطوریکه این مقدار در افراد سالم بیشتر بود (pv=٠/٠٠٢). همچنین

1 -Plantar flexion
2 -Extension
3- Sub-maximal

Archive of SID
www.SID.ir

بین میانگین نسبت حداکثر گشتاور اکسنتریک نرمال شده به وزن بدن عضلات اینورتور در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه در افراد سالم و بیمار اختلاف وجود داشت که در افراد سالم بیشتر بود(p<۰/۰۰۵). بین میانگین نسبت حداکثر گشتاور کانسنتریک نرمال شده به وزن بدن عضلات اورتور به حداکثر اکسنتریک نرمال شده به وزن بدن عضلات اینورتور در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه اختلاف آماری مشاهده گردید که در افراد سالم کمتر بود (p=۰/۰۰۱).

جدول۱: مقایسه مقادیر حداکثر گشتاور کانسنتریک-اکسنتریک عضلات اینورتور در دو سرعت ۶۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در هر دو گروه

حداکثر گشتاور	گروه افراد سالم	گروه بیماران	سطح معنی داری
کانسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	۳۱/۸٤±۸/۹۹	۲۸/۵۵±۰/۲۷	۰/٦۰۷
کانسنتریک در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه	۳۰/۲٦±۸/۰۹	۲۵/٦۲±۳/۹۰	۰/۳٦۵
اکسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٤۰/۷۲±۸/۳۷	۳٤/۱۱±۵/۷٤	۰/۰۰۲
اکسنتریک در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه	٤۲/۰۲±۹/۳۱	۳۰/۷۵±۳/٦۹	۰/۰۰۵

در سایر موارد هیچ گونه اختلاف آماری معنادار بین نتایج آزمونها در سرعتهای مختلف مشاهده نگردید. جدول ۲

جدول ۲: مقایسه مقادیر حداکثر گشتاور کانسنتریک-اکسنتریک عضلات اورتور در دو سرعت ۶۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در هر دو گروه

حداکثر گشتاور	گروه افراد سالم	گروه بیماران	سطح معنی داری
کانسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٤۰/۹٤±۹/٦۸	۳۸/۰۱±٦/٦۰	۰/۸۵۱
کانسنتریک در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه	٤۱/۲۳±۱۳/۵۱	۳۷/٤۵±۱۰/۰۳	۰/۸۲۵
اکسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٤۰/۰۵±۱۰/۱۸	۳۸/۵۷±٦/۳۹	۰/۷۱۱
اکسنتریک در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه	٤۲/۷۹±۱۱/۰۵	۳۸/۵۸±۹/۰۳	۰/۳٦۵

در مورد تأثیر باند پیچی بر روی حداکثر گشتاور عضلات مجموعه مچ پا فقط مشاهده گردید که بین میانگین حداکثر گشتاور اکسنتریک نرمال شده به وزن بدن اینورتورها در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه و بعد از باند

Archive of SID
www.SID.ir

پیچی مفصل پا در بیماران مبتلا به پیچ خوردگی عملکردی مزمن اختلاف آماری معنادار وجود دارد بطوریکه بعد از باند پیچی این مقدار افزایش داشته است (p=۰/۰۰۶) جداول ۳ و ٤.

حداکثر گشتاور	افراد سالم	بیماران قبل از باند پیچی	بیماران بعد از باند پیچی	سطح معنی داری
کانسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٤٠/٩٤±٩/٦٨	٣٨/٠١±٦/٦٠	٣٨/٩±٨/٢٢	/٧٨٨
کانسنتریک در سرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه	٤١/٢٣±١٣/٥١	٣٧/٤٥±١٠/٠٣	٤٣/٢٩±٧/٦٦	٠/٢٤٥
اکسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٤٠/٠٥±١٠/١٨	٣٨/٥٧±٦/٣٩	٣٩/٠٨±٨/٤٢	٠/٨٧٦
اکسنتریک در سرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه	٤٢/٧٩±١١/٠٥	٣٨/٥٨±٩/٠٣	٤٢/٦٧±٧/٧٨	٠/٣٧٧

جدول ۳: حداکثر گشتاور کانسنتریک-اکسنتریک عضلات اورتور در دو سرعت ٦٠ و ١٢٠ درجه بر ثانیه در افراد سالم و بیماران قبل و بعد از باند پیچی

جدول ٤: حداکثر گشتاور کانسنتریک-اکسنتریک عضلات اینورتور در دو سرعت ٦٠ و ١٢٠ درجه بر ثانیه در افراد سالم و بیماران قبل و بعد از باند پیچی

حداکثر گشتاور	افراد سالم	بیماران قبل از باند پیچی	بیماران بعد از باند پیچی	سطح معنی داری
کانسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٣١/٨٤±٨/٩٩	٢٨/٥٥±٦/٢٧	٣١/٣٣±٧/١٢	٠/٣٨٥
کانسنتریک در سرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه	٣٠/٢٦±٨/٠٩	٢٥/٦٢±٣/٩٠	٣٠/٥٦±٧/٥٨	٠/١٢٣
اکسنتریک در سرعت ٦٠ درجه بر ثانیه	٤٠/٧٢±٨/٣٧	٣٤/١١±٥/٧٤	٣٧/٥٦±٦/٩٣	٠/٢٨٧
اکسنتریک در سرعت ١٢٠ درجه بر ثانیه	٤٢/٠٢±٩/٣١	٣٠/٧٥±٣/٦٩	٣٩/٩٦±٧/٧٨	٠/٠٠٦

بحث

این مطالعه نشان داد که نقص قدرت اکسنتریک عضلات اینورتور می تواند یکی از عوامل بی ثباتی عملکردی مزمن خارجی مفصل مچ پا باشد . Wilkerson (۹) و Ryan (۱۰) در مطالعات خود نقص قدرت ایزوکینتیک اینورتورها را در پیچ خوردگی یک طرفهٔ خارجی و مزمن مچ پا نشان داده اند و اینکه کنترل عضلانی مفصل مچ پا

Archive of SID
www.SID.ir

نقش مهمی در حفظ ثبات وضعیت ایفا می کند (۸). جهت توجیه ضعف عضلات اینورتور باید این نکته ذکر گردد که در پیچ خوردگی حاد مچ پا ، کپسول مفصلی و لیگامانهای خارجی آسیب دیده و متعاقب صدمه اولیه مفصل پدیدهٔ De – Efferentation رخ داده که خود سبب ضعف عضلات اینورتور می گردد (۹). آسیب به گیرنده‌های مکانیکی مفصل سبب اختلال در ارسال پیام ها از طریق آوران ها گردیده که بدنبال آن پیام های و ابران به دوک عضلانی کاهش می یابد (۲). Hall در مطالعات خود تئوری مهار رفلکسی عضلات اینورتور را بدنبال پیچ خوردگی خارجی مچ پا بیان نموده که بر مبنای آن تحریک پذیری حوضچهٔ نورون حرکتی عضلات اینورتور کاهش یافته و سبب ضعف اکستریک عضلات اینورتور می گردد (۹). در مطالعه حاضر ضعف اکستریک عضلات اینورتور به عنوان عامل مهمی در بی ثباتی عملکردی مزمن خارجی مچ پا شناخته شد که توجیه آن حول سه محور اصلی است:

۱-نقش حس عمقی بعنوان عاملی در فرآیند کنترل حرکت – اطلاعات حس عمقی ناشی از گیرنده های مفصلی، عضلانی و جلدی در کنترل حرکت نقش مهمی دارند. کنترل حرکت یک فرآیند شکل پذیر[1] بوده که از طریق تجزیه و تحلیل و یکپارچگی حسی – حرکتی[2] در آن بطور دائم و مرتب اصلاح فرمانهای حرکتی مختلف صورت می گیرد (۱۱). چون مفصل مچ پا یک مفصل نوروفیزیولوژیک بوده و پیامهای حس عمقی زیادی از لیگامانهای مفصلی دریافت می کند، آسیب لیگامانی مچ پا می‌تواند حس عمقی و در نهایت ثبات مفصلی را تحت تأثیر قرار دهد (۱۱).

۲-یکپارچگی پیام های آوران حسی به عنوان عامل اساسی کنترل حرکت – که در تمام سطوح سیستم عصبی مرکزی بطور همزمان انجام می گیرد و شامل مکانیزمهای جمع بندی، کنترل و تعدیل می باشد که در نتیجهٔ سیناپسهای تحریکی و مهاری نورون های آوران مختلف ایجاد می گردد (۱۲و۱۱). نتیجهٔ فرآیند یکپارچگی حسی – حرکتی، وارد عمل شدن عضلات در زمان مناسب[3] و با سطح انقباضی مناسب و موثر (اعمال نیروی مناسب) بوده که از حرکت بیش از حد مفصل یا به عبارتی دیگر خارج از دامنه فیزیولوژیک طبیعی جلوگیری کرده و سبب ثبات مفصلی می شود (۱۱).

سفتی عضلانی[4] -که نسبت تغییر نیرو به تغییر طول عضله بوده یا به عبارتی دیگر حساسیت عضله نسبت به کشش می باشد (۱۳). سفتی عضلانی هم بصورت ذاتی و هم رفلکسی بوده، اما سفتی عضلانی تحت شرایط دینامیک ناشی از سفتی عضلانی رفلکسی است (۱۳).

در بررسی حاضر مشاهده گردید که نسبت حداکثر گشتاور کانسنتریک نرمال شده عضلات اینورتور به وزن بدن در افراد سالم و بیماران دچار بی ثباتی عملکردی مزمن مچ پا در سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه با یکدیگر اختلاف آماری معنادار داشته بطوریکه در بیماران بیشتر بوده است. Wilkerson و همکاران نیز در مطالعات خود مشاهده کردند که عدم تعادل عضلانی دو گروه عضلات اورتور و اینورتور باعث ایجاد بی ثباتی عملکردی مفصل مچ پا می شود (۹). همچنین Hartsell نیز با بررسی نسبت های اکستریک – کانسنتریک عضلات اورتور و اینورتور دریافتند که اختلاف این نسبتها در افراد دچار بی ثباتی عملکردی مچ پا ممکن است عامل ایجاد بی ثباتی یا صدمه مجدد باشد (۱٤).

علت اصلی این امر عدم ارسال پیام های مناسب بدنبال صدمه لیگامانی بوده که سبب تغییر در الگوی طبیعی پیامهای عصبی گردیده و درنتیجه فعالیت همزمان عضلات آنتاگونیست اطراف مفصل مختل می گردد. نهایتاً ثبات دینامیک مفصل دچار اختلال شده و عدم تعادل عضلانی ایجاد می شود (۱۵).

1-Plastic
2 -Senso-motor integration
3-Normal timing
4 -Muscle stiffness

Archive of SID
www.SID.ir

همچنین در این بررسی مشاهده شد که باند پیچی مچ پا سبب افزایش حداکثر گشتاور عضلات اینورتور گردیده است. این نتیجه با مطالعات قبلی که توسط Lentell و همکاران، Garn و همکاران ، Lofvenberg و همکارانش انجام داده اند مطابقت دارد (۱۷و۱۶و۸). استفاده باند پیچی مچ پا به عنوان یک مداخله درمانی در پیچ خوردگی خارج مچ پا از دو دیدگاه بیومکانیکی و نوروفیزیولوژیک قابل بررسی می باشد. باند پیچی با محدود کردن دامنه حرکتی اینورسیون مچ پا از اعمال کشش بیش از حد روی لیگامانهای خارجی مچ پا جلوگیری کرده و مانع از ضایعات تکراری می شود (۹). همچنین باند پیچی باعث بهبود حس عمقی و تسهیل پاسخ عصبی – عضلانی شده و از این طریق منجر به بهبود سفتی عضلانی و در نتیجه بهبود ثبات دینامیک می‌شود. مطابق نظر Feuerbach و همکارانش، استفاده از باند پیچی مفصل باعث تحریک گیرنده های مکانیکی جلدی و افزایش پیام‌های آوران به دوک عضلانی می‌شود(۱۸). به عبارت دیگر باند پیچی حساسیت دوک عضلانی را افزایش می‌دهد که منجر به افزایش تحریک‌پذیری حوضچهٔ نورون حرکتی عضله شده و توانایی تولید تونی سیته عضلانی را بیشتر می کند (٤).

مطالعات الکترومیوگرافیک نشان داده که پیچ خوردگی خارجی مچ پا، تحریک پذیری حوضچهٔ نورون حرکتی عضلات اینورتور را کاهش می‌دهد (۹)، که باند پیچی مچ پا با مکانیسم های ذکر شده احتمالاً سبب افزایش تحریک‌پذیری حوضچهٔ نورون حرکتی عضلات اینورتور شده و در نتیجه این عضلات می‌توانند تونی سیته و گشتاور بیشتری ایجاد نمایند. لازم به ذکر است که باندپیچی یک درمان قطعی برای ناپایداری یا پیچ خوردگی مزمن مچ پا نبوده و بعنوان یک روش حمایت کننده مفصل می باشد و بهتر است همراه با سایر روشهای درمانی مانند فیزیوتراپی، تقویت عضلات نگهدارنده مفصل و استفاده از کفش طبی همراه گردد.

منابع

1-Kaminski TW, Hartsell HD. Factors contributing to chronic ankle instability: A strength perspective. Journal of Athleting training. 2002;37:394-405.

2-Douglas HR. Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: A comprehensive review. Journal of foot and ankle surgery.2001;40:240-251.

3-Konradsen L, Olesen S. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. American journal of sport medicine.1998;26:72-77.

4-Willkerson GB. Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. Journal of Athleting training.2002;37:436-445.

5-Lephart SM, Fu FH. Proprioception and neuromuscular control in joint stability.Champaign.Human kinetics.USA.2000.

6-Hartel J. Functional instability following lateral ankle sprain. Journal of sports medicine.2000;29:361-371.

7-Hartel J. Functional anatomy, pathomechanics and pathophysiology of lateral ankle instability. Journal of Athleting training.2002;37:364-375.

8-Willems T, Witurouw E, Vaes P. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprain and chronic instability. Journal of Athleting training.2002; 37:487-493.

9-Wilkerson GB, Pinerola JJ, Conturano RW. Invertor vs evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. J orthopedics and sport physical therapy.1997;26:78-86

10-Beynnon BD, Murphy DF, Alosa DM. Predictive factors for lateral ankle sprains: A literature review. Journal of Athleting training.2002; 37:376-380.

Archive of SID
www.SID.ir

11-Dvir Z. Selected issues relating to the medicolegal application of isokinetic dynamometry. Isokinetic and exercise science.1996; 5:143-147.

12-Lephart SM, Riemann BL. The sensorimotor system. Part 1: The physiologic basis of functional joint stability. Journal of Athleting training.2002; 37:71-79

13-Brownstein B, Bronner S. Evaluation, treatment and outcomes of functional movement in orthopedics and sport physical therapy. Churchill levingstone.London.1997.

14-Hartsel HD, Spaulding SJ. Eccentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. Br J sport med.1999; 33:255-258.

15-Munn J, Beard DJ, Refshauge KM.Eccentric muscle strength in functional ankle instability. Medicine and science in sport and exercise.2003;245-250.

16-Lentell G, Lopez D. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function and anatomic laxity to functional instability of the ankle. JOSPT.1995; 21:206-215.

17-Raymond J, Refshauge KM. Deficits in detection of inversion and eversion movement among subjects with recurrent ankle sprain. Sports physical therapy.2003; 33:166-176.

18-Vicenzino B, Brooksbank J. Initial effects of elbow taping on pain-free grip strength and pressure pain threshold. JOSPT.2003; 33:400-407.

Archive of SID

www.SID.ir