(مقالهٔ پژوهشی)

بررسی شاخص‌های ثبات وضعیت ایستاده یک‌پا در افراد دچار پیچ خوردگی مچ پا، به هنگام استفاده از باند کشی و بریس تعدیل شده

امین بهداروندان[1*]، محمد جعفر شاطرزاده یزدی[2]، شاهین گوهرپی[2]، رضا صالحی[2]

۱- دانشجوی دکترای تخصصی فیزیوتراپی.
۲- استادیار گروه فیزیوتراپی.

۱و۲- گروه فیزیوتراپی، دانشکدهٔ علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، ایران.

* نویسندهٔ مسؤول:
امین بهداروندان؛ دانشجوی دکترای تخصصی فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات توانبخشی عضلانی اسکلتی دانشکدهٔ علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز، ایران.
تلفن: ۰۰۹۸۹۱۶۶۱۵۵۰۰۴

Email:abehdarvandan@yahoo.com

چکیده

زمینه و هدف: علی‌رغم شیوع آسیب پیچ‌خوردگی مچ پا، مطالعات کافی در زمینهٔ ساز و کار اثرات حسی و ثباتی حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا بر روی فرایندهای حسی- حرکتی مجموعهٔ مچ پای افراد آسیب‌دیده انجام نشده است.

روش بررسی: در پژوهش حاضر با هدف بررسی اثرات حسی و حمایتی این حمایت‌کننده‌ها بر فرایندهای حسی- حرکتی مجموعهٔ مچ پای بیماران دچار پیچ‌خوردگی در یک گروه ۲۸ نفری از این بیماران اثر باند کشی که تنها گیرنده‌های پوستی را تحریک می‌کرد، با بریس دارای حمایت مکانیکی بالا و بدون اثرات حسی ارزیابی شد. روش ارزیابی نیز استفاده از دستگاه تعادل‌سنج برای ثبت شاخص‌های ثبات به‌عنوان نمایه‌ای از فرایندهای حسی- حرکتی مچ پا بود.

یافته‌ها: نتایج این بررسی نشان داد که تنها کاربرد باند کشی عامل بهبود شاخص ثبات کلی ($p=۰/۰۰۴$) و شاخص ثبات جلو- عقب ($p=۰/۰۱۰$) می‌باشد و در این زمینه بریس تأثیری ندارد.

نتیجه‌گیری: می‌توان نتیجه گرفت که بهبود شاخص ثبات، به‌دنبال بستن باند کشی و نه بکاربردن بریس، می‌تواند به‌علت افزایش پس‌خوراند حسی و در نتیجهٔ تقویت عملکرد حسی- حرکتی مجموعهٔ مچ پا باشد.

کلید واژگان: پیچ‌خوردگی مچ پا، تعادل‌سنجی، شاخص ثبات، بریس، باند کشی

دریافت مقاله: ۱۳۹۰/۵/۳۰ دریافت مقالهٔ اصلاح‌شده: ۱۳۹۰/۸/۱۴ اعلام قبولی: ۱۳۹۰/۱۰/۱۳

Archive of SID

www.SID.ir

مقدمه

سامانهٔ کنترل وضعیت، همواره توجه محققان را به خود جلب کرده و پژوهش‌های فراوانی بر روی آن صورت گرفته است (۱). با وجود روشن شدن این مطلب که پیام‌های حسی پیکری، بینایی و تعادلی به این سامانه وارد می‌شوند و خروجی سامانهٔ سالم، همیشه تعادل صحیح و نیز حفظ راستای مناسب بدنی است (۲،۱) اما فرایندهای درونی این سامانه هنوز کاملاً شناخته شده نیست (۳). ایجاد اشکال در هر کدام از اجزای عصبی یا اسکلتی- عضلانی سامانهٔ کنترل وضعیت، می‌تواند باعث نقص این سامانه شود (۲،۱). در این میان، می‌توان به پیچ‌خوردگی مچ پا اشاره کرد که یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی عضلانی است (۵،۴).

ساختارهای خارجی مچ پا، محل یکی از شایع‌ترین آسیب‌های اسکلتی- عضلانی، یعنی پیچ‌خوردگی مچ پا است (۴-۸) به‌طوری که پیچ‌خوردگی‌های مچ پا حدود ۴۰ درصد تمامی آسیب‌های ورزشی اندام تحتانی را به خود اختصاص می‌دهد (۹) و در این میان، ۸۵ درصد انواع پیچ‌خوردگی‌های مچ پا از نوع پیچش به داخل و در نتیجهٔ آسیب ساختارهای خارجی مچ پا می‌باشد (۹). در این نوع آسیب، کپسول و رباط‌های خارجی مچ پا در حرکت پیچش همزمان داخلی و خم شدن به پایین در هنگام تحمل وزن، دچار آسیب‌دیدگی می‌شوند (۴، ۷، ۱۰).

غالباً به دنبال پیچ‌خوردگی‌های مچ پا، عارضه‌ای شایع به‌نام بی‌ثباتی عملکردی مچ پا ایجاد می‌شود (۴،۱۱،۹) که توسط بیمار به‌عنوان احساس بی‌ثباتی و خالی شدن مفصل در شرایط عادی که انتظار بی‌ثباتی مفصل نمی‌رود، گزارش می‌شود (۴،۹).

علت ایجاد بی‌ثباتی عملکردی به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا، اختلال در عملکرد سامانهٔ حسی- حرکتی مچ پا است (۴،۲). وظیفهٔ این سامانه، حفظ هموستاز در سازمان مفصلی یا همان ثبات عملکردی مفصل است (۴،۱۲).

عملکرد درست سامانهٔ حسی- حرکتی وابستگی زیادی به آوران‌های پیکری مجموعهٔ مچ پا دارد (۳-۵، ۱۳). اما می‌دانیم که این پیام‌های آوران در پی پیچ‌خوردگی مچ پا و آسیب ساختارهای خارجی آن، تا حدی از دست می‌روند (۲،۴،۹،۷) در نتیجه، سامانهٔ حسی- حرکتی مچ پا به‌درستی عمل نکرده، ثبات عملکردی مجموعهٔ مچ پا به درجات مختلف دچار نقص می‌شود.

علاوه بر ایجاد بی‌ثباتی عملکردی، به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا و آسیب ساختارهای خارجی آن، تعادل ایستاده نیز دچار اشکال خواهد شد (۲،۵،۴،۶،۹) زیرا عملکرد سامانهٔ حسی- حرکتی مچ پا بر توانایی نگهداری وضعیت قائم و ایستاده نیز مؤثر است (۲،۱۴،۱۵). در وضعیت ایستاده، گشتاور تولیدی عضلات اطراف مچ پا و ساز و کارهای کنترل عملکردهای این عضلات در نگهداری مرکز ثقل در محدودهٔ سطح اتکا نقش مهمی دارد (۴،۱۵). بنابراین، نقص سامانهٔ حسی- حرکتی مچ پا، عملکردهای سامانهٔ کنترل وضعیت را دچار اختلال می‌کند و در نتیجه، تعادل ایستاده نیز مختل می‌شود.

با توجه به مطالب فوق، بهینه‌سازی عملکردهای هر دو سامانهٔ حسی- حرکتی مچ پا و سامانهٔ کنترل وضعیت برای جلوگیری از عوارضی مانند بی‌ثباتی عملکردی مچ پا و بی‌ثباتی وضعیتی از برنامه‌های اصلی در درمان و توانبخشی بیماران پیچ‌خوردگی مچ پا می‌باشد (۶). در این زمینه، علاوه بر تمرین درمانی (۴،۶،۹،۱۶،۱)، کاربرد انواع حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا، مانند انواع بریس (Brace) و یا چسب‌بندی (Taping) نیز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است (۵،۶،۱۱،۱۸). هدف از کاربرد این حمایت‌کننده‌ها، هم پیش‌گیری از آسیب‌های مچ پا است و هم ایجاد ثبات و حمایت از آن (۱۱،۱۸،۶). ساز و کار این اثرات حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا به دو صورت عنوان شده است (۱۱،۱۸،۱۹،۶،۲):

۱- ایجاد ثبات مکانیکی در مچ پا از طریق محدود کردن و کنترل دامنهٔ حرکتی پیچش به داخل و خم شدن به پایین.

Archive of SID
www.SID.ir

به این ترتیب با حذف استرس‌ها و نیروهای کششی از رباط‌های آسیب دیده و نیز کاهش درد که دارای اثر مهاری بر عضلات است به عملکردهای سامانه حسی- حرکتی مچ پا کمک می‌کند.

۲- تحریک پوستی و افزایش آوران‌های پیکری از مچ پا. با آنچه گفته شده، تأثیر مثبت این عامل بر عملکردهای سامانهٔ حسی- حرکتی مچ پا روشن است.

در مورد جنبه‌های گوناگون این اثرات، بررسی‌ها و مطالعات بسیاری انجام شده است (۱۸،۱۱،۶) که نشان می‌دهد، کاربرد حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا باعث بهبود شاخص‌های تعادل ایستاده می‌شود. ولی در این میان، میزان و نقش هر کدام از این دو ساز و کار هنوز روشن نشده است (۶،۷). بنابراین، با توجه به این که نوسان‌های وضعیتی به‌طور غیرمستقیم نمایه‌ای از عملکردهای سامانه حسی- حرکتی مچ پا می‌باشد (۴) در پژوهش حاضر به دنبال مطالعهٔ انواع این حمایت‌کننده‌ها با ویژگی‌های متفاوت (یک حمایت‌کننده، تنها تحریک حسی روی مچ پا اعمال می‌کند و دیگری تنها ثبات مکانیکی به مچ پا می‌دهد) بر نوسان‌های وضعیتی بیماران آسیب رباط‌های خارجی مچ پا هستیم، تا ببینیم حمایت‌کننده‌هایی که بدون ایجاد ثبات مکانیکی، تنها تحریک پوستی و در نتیجهٔ افزایش آوران‌های حسی دارند در مقایسه با آنهایی که ثبات مکانیکی به مچ پا می‌دهند بر تعادل ایستاده و در نتیجه، فرایندهای فعال کنترل و ثبات مچ پا چه تأثیری دارند.

روش بررسی

در این مطالعه که یک کارآزمایی بالینی است و در سال ۱۳۸۵ در دانشکدهٔ توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز انجام گرفت، افراد شرکت‌کننده شامل ۱۲ نفر مرد با میانگین سنی ۳۷ سال (دامنهٔ سنی ۱۲ تا ۴۰ سال) و ۱۶ زن با میانگین سنی ۳۷ سال (دامنهٔ سنی ۱۲ تا ۴۰ سال) بودند.

ملاک‌های ورود به مطالعه عبارت بودند از: آسیب لیگامان‌های خارجی مچ پا در یک هفتهٔ اخیر که توسط پزشک ارتوپد تشخیص داده شده باشد، بدون آنکه همراه با شکستگی و یا بی‌ثباتی مکانیکی در مفصل مچ پا باشد. در ضمن فرد باید توانایی وزن اندازی بدون درد بر روی اندام درگیر را نیز داشته باشد.

ملاک‌های خروج از مطالعه (۱۳) نیز عبارت بودند از: انجام هر نوع درمان طبی یا توانبخشی برای عارضهٔ مچ پا پیش از انجام آزمون‌های حاضر، سابقهٔ بیماری‌های نرولوژیک، سابقهٔ بیماری‌های روماتولوژیک در اندام‌های تحتانی، سابقهٔ هر نوع آسیب ارتوپدیک در اندام‌های تحتانی، سابقهٔ جراحی ستون فقرات یا اندام‌های تحتانی، وجود دفورمیتی در فقرات مانند اسکلیوز و دفورمیتی در اندام‌های تحتانی مانند زانوی پرانتزی یا ضربدری یا صافی کف پا، مصرف داروهای آرام‌بخش در یک هفتهٔ اخیر و وجود مشکلات بینایی.

پیش از شروع مرحلهٔ عملی کار، طرح پژوهش مذکور در کمیتهٔ پژوهشی دانشکدهٔ توانبخشی اهواز و دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور مورد تأیید قرار گرفت.

در مرحلهٔ عملی کار، هر فرد پیش از آزمون‌های تعادل‌سنجی آگاهانه و داوطلبانه، فرم تأیید شده توسط کمیتهٔ اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور را مطالعه و در صورت رضایت امضاء می‌نمود. علاوه بر این، در این مرحله فرم مشخصات افراد نیز توسط آزمونگر (الف - ب) پر می‌شد. سپس افراد شرکت‌کننده در طرح به صورت یک در میان و تصادفی در دو گروه قرار گرفتند. برای یکی از این دو گروه باندِ کشی و برای گروه دیگر بریس بر روی مچ پای آسیب‌دیده بسته می‌شد. چون فرایندهای حسی- حرکتی مچ پای زن و مرد تفاوتی با یکدیگر ندارد (۱۴) تعداد زنان و مردان در دو گروه یکسان نبودند، اما دو گروه از نظر شاخص‌های جسمی مانند وزن و قد و ورزشکار بودن یا نبودن، یکسان‌سازی شدند. در ادامهٔ کار و در مرحلهٔ تحلیل داده‌ها، بعضی از افراد شرکت‌کننده حذف

Archive of SID
www.SID.ir

شدند و در نهایت گروه باند کشی ۱۶ نفر و گروه بریس ۱۲ نفر را شامل شد.

در طرح ما، ارزیابی افراد به کمک دستگاه تعادل‌سنج (Balance System SD , Biodex Medical-Systems ,Inc. USA-) صورت گرفت (شکل۱). این دستگاه برای ارزیابی و ثبت میزان توانایی فرد در حفظ تعادل در شرایط پویا و عملکردی طراحی شده است (۲۰). این وسیله دارای یک صفحهٔ دایره‌ای شکل برای ایستادن فرد است که در جهات گوناگون رو به جلو و عقب و نیز داخل و خارج، آزادی حرکت دارد. حداکثر جابه‌جایی زاویه‌ای این صفحه ۲۰ درجه است (۲۰).

دستگاه تعادل‌سنج مذکور میانگین جابه‌جایی‌های زاویه‌ای این صفحه را در جهات فوق‌الذکر به صورت شاخص ثبات جلو- عقب و داخلی- خارجی ثبت می‌کند. البته یک شاخص ثبات کلی هم توسط دستگاه ارایه می‌شود که میانگین تمام حرکات صفحه را نشان می‌دهد (۲۰). این شاخص‌ها نشانگر تغییرات زاویهٔ سطح اتکا نسبت به حالت ثابت اولیه است. مثلاً شاخص ثبات کلی ۵ نشانگر این است که میانگین کل نوسان‌های زاویه‌ای سطح اتکا نسبت به حالت ثابت اولیه در طول زمان آزمون برابر ۵ درجه است. در بررسی متدولوژیک که پیش از مطالعهٔ اصلی صورت گرفت، مشخص شد که شاخص ثبات داخلی- خارجی فاقد ویژگی تکرارپذیری است. لذا این شاخص از تحلیل داده‌های حاصل از آزمون‌ها حذف گردید.

آزمون‌های انجام شده بر روی بیماران شامل موارد زیر بود که به‌ترتیب انجام می‌شد:

۱- تعیین شاخص‌های ثبات اندام سالم به‌مدت ۲۰ ثانیه، که در آن شاخص ثبات عبارت بود از انحراف معیار میزان جابه‌جایی زاویه‌ای صفحهٔ تعادل‌سنج در جهات مختلف. در نتیجه انحراف معیار بزرگتر نشان‌دهندهٔ جابه‌جایی‌های بیشتر صفحهٔ تعادل است.

۲- تعیین شاخص‌های ثبات اندام درگیر به‌مدت ۲۰ ثانیه.

۳- تعیین شاخص‌های ثبات اندام درگیر به‌مدت ۲۰ ثانیه پس از بستن یکی از دو نوع حمایت‌کنندهٔ خارجی مچ پا.

در آزمون‌های تعیین شاخص ثبات، از بیمار خواسته می‌شد تا به مدت ۲۰ ثانیه صفحه را با توجه به نمایهٔ تصویری جابه‌جایی آن روی نمایشگر دستگاه به ثابت‌ترین شکل ممکن نگه دارد. لازم به ذکر است که در این ۲۰ ثانیه دست‌های فرد نباید میله‌های محافظ را لمس می‌کرد و اندام تحتانی مخالف نیز باید بدون برخورد به سطح اتکا یا اندام دیگر، بالا نگه داشته می‌شد (شکل ۲). در صورت برخورد دست‌ها با میله‌های محافظ و یا برخورد اندام تحتانی با سطح اتکا، آزمون تکرار می‌شد.

در بررسی ما از دو نوع حمایت‌کنندهٔ خارجی مچ پا استفاده شد: یک نوع، فاقد ثبات مکانیکی اما دارای تحریکات پوستی یعنی باند کشی و نوع دیگر دارای ثبات مکانیکی در ناحیهٔ مچ پا بدون تحریک پوستی این ناحیه یعنی بریس.

در یک گروه برای هر ۱۶ نفر، از یک نوع باند کشی استفاده شد. باند توسط آزمونگر از پایین به بالا و از زیر قوزک‌ها تا ناحیهٔ بالای مچ با کشش کافی و یکسان بسته می‌شد. وضعیت مچ پا به هنگام بستن باند کشی وضعیت خنثی بود (شکل ۳).

در گروه دیگر برای ۱۲ نفر از بریسی استفاده شد که قابل تطابق با پای تمام افراد بود. بدین صورت که ابتدا دو بخش پایه‌ای بریس در دو ناحیهٔ میانی پا و بالای قوزک‌ها بسته می‌شد (شکل۴- الف) سپس یک نوار کش‌سان و محکم جهت قرارگیری مفصل در وضعیت مناسب بین این دو بخش بسته می‌شد (شکل ۴- ب).

آزمون‌های آماری بر روی داده‌ها شامل تعیین شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی، بررسی انطباق توزیع متغیرهای کمی با توزیع نظری نرمال به کمک آزمون k-s (Kolmogrov-Smirnov test)، مقایسهٔ شاخص‌های ثباتی (کلی، قدامی- خلفی) قبل و بعد در هر دو گروه بریس و باند کشی با آزمون t زوجی و مقایسهٔ

Archive of SID
www.SID.ir

شاخص‌های ثباتی (کلی، قدامی- خلفی) گروه باند کشی با گروه بریس با آزمون t مستقل بود که به‌کمک نرم‌افزار (Version 12.0 Spss Inc,Chicago,IL,USA) SPSS انجام می‌شد.

شکل ۱: دستگاه تعادل‌سنج

شکل ۲

شکل ۳: باند کشی

شکل ۴: بریس ب الف

www.SID.ir

یافته‌ها

همان‌گونه که پیشتر عنوان شد، شاخص ثبات به‌عنوان نمایه‌ای از عملکردهای سامانهٔ عصبی اسکلتی-عضلانی در مجموعهٔ مچ پا شامل میانگین انحراف‌های زاویه‌ای سطح اتکا دستگاه تعادل‌سنج در جهات گوناگون است، به‌طوری‌که شاخص ثبات کلی، میانگین همهٔ انحراف‌های زاویه‌ای این سطح و شاخص ثبات عقب- جلو، میانگین همهٔ انحراف‌های رو به جلو و عقب آن است. لازم به یادآوری است که به‌علت نبود ویژگی تکرارپذیری، داده‌های مربوط به شاخص ثبات داخلی- خارجی در بررسی ما لحاظ نشد.

۱- تأثیر باند کشی بر شاخص ثبات کلی (جدول۱).

مقایسهٔ شاخص ثبات کلی ایستادهٔ یک پا در دو حالت قبل و پس از بستن باندکشی نشان می‌دهد که این شاخص پس از بستن باند کشی در حد قابل توجهی که از نظر آماری نیز معنادار است، کاهش یافته و نشانهٔ بهبودی است ($p=۰/۰۰۴$) به‌طوری‌که میانگین انحراف‌های زاویه‌ای سطح اتکا دستگاه تعادل‌سنج در حد قابل توجهی کاهش می‌یابد.

۲- تأثیر بریس بر شاخص ثبات کلی(جدول۲).

مقایسهٔ شاخص ثبات کلی در حالت ایستادهٔ یک پا در دو حالت قبل و پس از بستن بریس نشان می‌دهد که این شاخص پس از بستن بریس کاهش می‌یابد و این به‌معنای بهبود عملکردهای حرکتی مجموعهٔ مچ پا است، اما میزان این کاهش از نظر آماری معنادار نیست ($p=۰/۰۶۵$).

۳- تأثیر باند کشی بر شاخص ثبات جلو- عقب (جدول۱).

مقایسهٔ شاخص ثبات جلو- عقب در حالت ایستاده یک پا در دو حالت قبل و پس از بستن باند کشی نشان می‌دهد که پس از بستن باند کشی، این شاخص در حد قابل توجهی که از نظر آماری نیز معنادار است بهبود می‌یابد ($p=۰/۰۱۰$) به‌طوری‌که میانگین انحراف‌های زاویه‌ای سطح اتکا دستگاه تعادل‌سنج پس از بستن باند کشی در حد قابل توجهی کم می‌شود.

۴- تأثیر بریس بر شاخص ثبات جلو- عقب (جدول۲).

مقایسهٔ شاخص ثبات جلو- عقب در حالت ایستادهٔ یک پا در دو حالت قبل و پس از بستن بریس نشان می‌دهد این شاخص کاهش می‌یابد که به‌معنای بهبود عملکردهای حرکتی مجموعهٔ پا است، اما میزان این کاهش از نظر آماری معنادار نیست ($p=۰/۰۶۵$). علاوه بر این، مقایسهٔ تأثیرات باند کشی و بریس بر شاخص‌های ثبات افراد دچار پیچ‌خوردگی مچ پا، دارای اهمیت زیادی است، زیرا بدین‌وسیله میزان تأثیرگذاری هر کدام از این حمایت‌کننده‌ها بر فرایندهای مختلف عصبی اسکلتی- عضلانی مقایسه و مشخص خواهد شد. از سوی دیگر، وجود شواهد علمی می‌تواند به کاربرد بالینی صحیح هر کدام از این حمایت‌کننده‌ها نیز کمک کند. با توجه به این مطالب، مقایسهٔ شاخص‌های ثباتی و محدودهٔ ثبات دو گروه بریس و بانداژ نتایج زیر را نشان می‌دهد:

۱- مقایسهٔ شاخص ثبات کلی پس از کاربرد بریس و باند کشی (جدول ۳).

مقایسهٔ داده‌های هر دو گروه نشان می‌دهد که کاربرد باند کشی بر روی مچ پای آسیب‌دیده تأثیر بیشتری بر شاخص ثبات کلی دارد. بدین‌ترتیب که میانگین کل انحراف‌های زاویه‌ای سطح اتکا تعادل‌سنج پس از بستن باند کشی کمتر از زمانی است که بریس روی مچ پا بسته شده است. البته میزان این اختلاف بین دو گروه بریس و باند کشی از نظر آماری معنادار نیست ($p=۰/۴۷$).

۲- مقایسهٔ شاخص ثبات جلو- عقب پس از کاربرد بریس و باند کشی (جدول ۳).

مانند شاخص ثبات کلی، در اینجا نیز کاربرد باند کشی نسبت به کاربرد بریس، شاخص ثبات جلو- عقب را بیشتر کاهش می‌دهد. البته میزان این اختلاف نیز از نظر آماری معنادار نیست ($p=۰/۰۶$).

Archive of SID
www.SID.ir

جدول ۱: مقایسهٔ شاخص‌های ثباتی با بستن باند کشی و بدون بستن باندکشی

	گروه باند کشی		
شاخص ثباتی	بدون بانداژ	با بانداژ	Sig
کلی	۳/۲۲ ±۱/۲۳	۲/۰۶ ±۰/۷۰	۰/۰۰۴
جلو- عقب	۲/۴۳ ±۱/۲۵	۱/۵۴ ±۰/۵۱	۰/۰۱۰

جدول ۲ : مقایسهٔ شاخص‌های ثباتی با کاربرد بریس و بدون کاربرد بریس

	گروه بریس		
شاخص ثباتی	بدون بریس	با بریس	Sig
کلی	۲/۵۲ ±۰/۵۰	۲/۲۴ ±۰/۴۹	۰/۰۶۵
جلو- عقب	۲/۱۶ ±۰/۵۱	۱/۹۰ ±۰/۴۷	۰/۰۶۵

جدول ۳ : مقایسهٔ شاخص‌های ثبات کلی پس از کاربرد بریس و باند کشی

شاخص ثباتی	گروه بریس	گروه باند کشی	Sig
کلی	۲/۲۴ ±۰/۴۹	۲/۰۶ ±۰/۷۰	۰/ ۴۷
جلو- عقب	۱/۹۰ ±۰/۴۷	۱/۵۴ ±۰/۵۱	۰/۰۶

بحث

به‌طوری که مشاهده می‌شود، پس از بستن باند کشی و بریس بر روی مچ پای آسیب‌دیده، نوسان‌های سطح اتکا تعادل‌سنج، چه نوسان‌های کلی و چه نوسان‌های جلو- عقب کاهش می‌یابد، اما میزان این کاهش تنها در گروه باند کشی از نظر آماری معنادار است.

آزادی حرکتی سطح‌اتکا تعادل‌سنج، نوعی شرایط دینامیک برای فرد فراهم می‌کند (۲۱). بنابراین کاهش نوسان‌های این سطح متحرک نشانگر این است که بیمار توانایی بیشتری برای کنترل جابه‌جایی‌های آن پیدا کرده است.

این یافته با نتایج بررسی ارتزا و همکاران (۲۰) مطابقت دارد که در آن به‌کارگیری بریس اختصاصی برای مچ پای آسیب‌دیدهٔ بیماران دچار پیچ‌خوردگی مچ پا باعث کاهش معنادار نوسان‌های بیش از ۴ درجه سطح‌اتکای متحرک در جهت پیچش به داخل و خارج می‌شد. همچنین در بررسی دیگری که توسط گوسکیوویچ و همکاران (۶) صورت گرفت، بهبود شاخص‌های ثباتی در جهت پیچش به داخل و خارج و نیز در جهت طرفی پس از به‌کارگیری بریس اختصاصی مشاهده شد. ولی بر خلاف این دو بررسی، نتایج کار فوورباخ و همکاران (۱۷) در بررسی اثر بریس پیش‌ساخته و غیراختصاصی بر شاخص‌های ثباتی تنها بهبود شاخص‌های ثباتی طرفی را نشان داد. در بررسی فورباخ و همکاران کاربرد بریس مذکور تأثیری در جهت کاهش نوسان‌های عقب-جلو سطح اتکای متحرک نداشت.

در کارهای انجام شدهٔ فوق‌الذکر بر خلاف پژوهش حاضر سطح اتکای دستگاه تعادل‌سنج آزادی حرکت در همهٔ جهات نداشته، بلکه در این پژوهش‌ها سطح اتکای مذکور در هر آزمون تنها در یک جهت خاص مانند پیچش به داخل و خارج می‌توانست حرکت کند. از سوی دیگر حمایت‌کننده‌ای که در هر کدام از این بررسی‌ها مورد استفاده قرار گرفته، هم دارای ثبات مکانیکی بالا و هم دارای اثرات پوستی زیاد می‌باشد. بنابراین، تفسیر علت اثرگذاری آنها در کاهش نوسان‌های سطح اتکای

Archive of SID
www.SID.ir

متحرک مشکل است. ولی در پژوهش حاضر چون این تفکیک اثرات تا حد زیادی در دو نوع حمایت‌کننده وجود دارد، مشاهده می‌شود که بهبودی شاخص‌های ثباتی در یک حد معنادار از نظر آماری تنها به‌هنگام بستن باند کشی و در نتیجهٔ افزایش داده‌های حسی از مجموعهٔ مچ پا رخ می‌دهد، نه زمان به‌کارگیری حمایت‌کنندهٔ دارای ثبات مکانیکی بالا.

با توجه به اینکه مشخص شده است که به‌دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا و آسیب رباط‌های خارجی آن بخش عمده‌ای از پیام‌های حس پیکری مجموعهٔ مچ پا از دست می‌رود (۹، ۷، ۴، ۲) بدیهی است که سامانهٔ عصبی اسکلتی- عضلانی، بخش وسیعی از داده‌های لازم برای تنظیم عملکردهای حرکتی مجموعهٔ مچ پا را از دست می‌دهد و بنابراین قادر نخواهد بود تا در شرایط گوناگون عملکردی، کارکردهای خود را به درستی تنظیم کند. به بیان دیگر، نقص آوران‌های حس پیکری به دنبال پیچ‌خوردگی مچ پا باعث کاهش تنوع در عملکردهای حرکتی سامانهٔ عصبی اسکلتی- عضلانی در مجموعهٔ مچ پا می‌شود. در نتیجه، مشاهده می‌شود که احتمالاً در اثر افزایش آوران‌های پوستی از مجموعهٔ مچ پا با بستن باند کشی شاخص‌های ثباتی بهبود قابل ملاحظه‌ای پیدا می‌کنند. بستن باند کشی با اعمال کشش پوستی در ناحیهٔ مچ پا، داده‌های زیادی در مورد حرکات ناحیهٔ مذکور و جابه‌جایی‌های سطح اتکا در اختیار پردازشگر مرکزی یعنی سامانهٔ عصبی مرکزی قرار می‌دهد. مطالعات نشان می‌دهد که هر چه اطلاعات سامانهٔ عصبی مرکزی دربارهٔ این حرکات و نوسان‌ها بیشتر باشد، بهتر می‌تواند آنها را کنترل و محدود سازد تا از آسیب بیشتر به ناحیهٔ مچ پا جلوگیری کند (۲). به بیان دیگر، تنوع عملکردهای سامانهٔ عصبی اسکلتی- عضلانی در چارچوب عملکردهای حرکتی در مچ پا افزایش می‌یابد. به‌دنبال پیچ‌خوردگی و آسیب ساختارهای اطراف مچ پا، لازم است که حرکات در محدودهٔ خاصی حفظ شوند تا از آسیب بیشتر به ناحیهٔ درگیری جلوگیری شود. افزایش پس خوراند حسی از حرکات مجموعهٔ مچ پا به‌دنبال بستن باند کشی این توانایی را به سامانهٔ عصبی اسکلتی- عضلانی می‌دهد تا بهتر حرکات ناحیهٔ مچ پا را محدود و کنترل کند. در نتیجه مشاهده می‌شود که بستن باند کشی بر روی مچ پای آسیب دیده باعث کاهش نوسان‌های سطح اتکا و به تبع آن حرکات بالقوه آسیب‌رسان به مچ پای آسیب‌دیده می‌شود.

با وجود این که اختلاف شاخص‌های ثباتی پس از بستن باند کشی و بریس از نظر آماری معنادار نیست، اما نتایج فوق تا حدودی نشانگر تأثیرگذاری بیشتر باند کشی بر فرایندهای حرکتی مجموعهٔ مچ پا است. به‌ویژه اینکه سطح معناداری این اختلاف در شاخص ثبات جلو- عقب به ۵ درصد نزدیک شده است. بنابراین، شاید بتوان کوچک بودن حجم نمونه ها را دلیل به‌دست نیامدن اختلاف آماری معنادار بشمار آورد.

از سوی دیگر، همان‌گونه که در بررسی جداگانهٔ نتایج کاربرد بریس و باند کشی در بیماران دچار پیچ‌خوردگی مچ پا مشاهده شد، فقط بستن باند کشی و در نتیجه افزایش آوران‌های حسی باعث بهبود فرایندهای عصبی اسکلتی- عضلانی در مجموعهٔ مچ پا می‌شد و در این زمینه بریس مچ پا هیچ‌گونه تأثیر مثبتی ایجاد نمی‌کرد.

با توجه به مطالب فوق می‌توان گفت کاربرد باند کشی ساده برروی مچ پای بیماران دچار پیچ‌خوردگی مچ پا می‌تواند به آنها کمک بیشتری کند، زیرا بهبود فرایندهای حرکتی مجموعهٔ مچ پا به‌دنبال بستن باند کشی می‌تواند در دراز مدت از پیچ‌خوردگی‌های تکراری جلوگیری نماید. از سوی دیگر، باند کشی نسبت به بریس دارای برتری‌هایی نیز می‌باشد از جمله:

الف- باند کشی هزینهٔ کمتری دارد.

ب- باند کشی محدودیتی در حرکات مچ پا ایجاد نمی‌کند.

ج- باند کشی مانند بریس نیاز به اندازه و سایز دقیق فرد ندارد.

Archive of SID
www.SID.ir

د- باند کشی به‌راحتی روی مچ پای هر فرد تنظیم شده و استحکام می‌یابد.

نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر تلاش بر این بوده که اثرات حمایت‌کننده‌های خارجی مچ پا از یکدیگر تفکیک شوند و سپس میزان اثرگذاری هر کدام از آنها بر فرایندهای حرکتی مشخص گردد. با توجه به اینکه این حمایت‌کننده‌ها دارای دو گونه اثر ثباتی و حسی در مجموعهٔ مچ پا هستند، برای تفکیک این دو اثر در این پژوهش بریسی طراحی شد که تنها دارای اثرات ثباتی بود و تحریک پوستی به ناحیهٔ مچ پا اعمال نمی‌کرد، ولی باند کشی تنها دارای اثرات تحریک پوستی بود.

شاخص ثبات به‌عنوان نمایه‌ای از فرایندهای حرکتی سامانهٔ عصبی اسکلتی- عضلانی در مجموعهٔ مچ پا محسوب می‌شود. نتایج بررسی ما نشان داد که اثرات حسی حمایت‌کننده‌های مچ پا تأثیر زیادی بر این فرایندها دارد به نحوی که پس از کاربرد باند کشی در بیماران دچار پیچ‌خوردگی مچ پا شاخص ثبات کلی و شاخص ثبات جلو- عقب کاهش می‌یابد. چنین کاهشی به‌هنگام کاربرد بریس مچ پا با ثبات مکانیکی بالا مشاهده نمی‌شود.

با توجه به اینکه مهمترین شکایت بالینی این بیماران پیچ‌خوردگی‌های مکرر بر اثر اختلال در همین فرایندهای حرکتی سامانهٔ عصبی اسکلتی- عضلانی است، نتایج حاضر نشان می‌دهد که کاربرد یک باند کشی ساده در این گروه از بیماران با تأمین پس خوراند حسی لازم می‌تواند تا حد زیادی این مشکل را کاهش دهد.

قدردانی

در پایان جا دارد از تمامی افراد و نهادهایی که در این پژوهش ما را یاری کردند، سپاسگزاری کنیم از جمله بیمارانی که در طرح شرکت نمودند و همچنین دانشگاه علوم پزشکی جندی‌شاپور اهواز که پشتیبانی مالی این پژوهش را عهده‌دار شد.

منابع

1-Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: theory and practical applications. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 163-92.
2-Lederman E. The science and practice of manual therapy. 2nd ed. Edinburgh; New York: Elsevier Churchill & Livingstone; 2005. P.89-224.
3-Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? J Neurophysiol 1999;82: 1622-6.
4-Konradsen L. Sensori-motor control of the uninjured and injured human ankle. J Electromyogr Kinesiol 2002;12:199-203.
5-Stefanini L, Marks R. Proprioception and recurrent ankle inversion injuries: A narrative review. N Z J Physiother 2003;31:25-39.
6-Cordova ML, Ingersoll CD, Palmieri RM. Efficacy of Prophylactic Ankle Support: An experimental perspective. J Athl Train 2002;37:446-57.
7-Guskiewicz KM, Perrin DH. Effect of orthotics on postural sway following inversion ankle sprain. J Orthop Sports Phys Ther 1996;23:326-31.
8-Lamb SE, Marsh JL, Hutton JL, Nakash R, Cook MW. Mechanical supports for acute, severe ankle sprain: a pragmatic, multicentre, randomised controlled trial. Lancet 2009;373:573-81.
9-Sheth P, Yu B, Laskowski ER, An KN. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. Am J Sports Med 1997;25:538-43.
10-Brotzman SB. Clinical orthopaedic rehabilitation. St. Louis: Mosby; 1996. p. 245-58.
11-Kemler E, van de port I, Backx F, van Dijk CN. A systematic review on the treatment of acute ankle sprain: brace versus other functional treatment types. Sports Med 2011;41:185-97.
12-Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athl Train 2002;37:71-9.

Archive of SID
www.SID.ir

13-Thacker SB, Stroup DF, Branche CM, Gilchrist J, Goodman RA, Weitman EA. The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. Am J Sports Med 1999;27:753-60.
14-Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. J Bone Joint Surg Br 1965;47:678-85.
15-Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. J Athl Train 2000;35:26-30.
16-Feuerbach JW, Grabiner MD. Effect of the aircast on unilateral postural control: amplitude and frequency variables. J Orthop Sports Phys Ther 1993;17:149-54.
17-Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. J Orthop Sports Phys Ther 1998;27:264-75.
18-Verhagen EA, Bay K. Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of the literature. Br J Sports Med 2010;44:1082-8..
19-Bennell KL, Goldie PA. The differential effects of external ankle support on postural control. J Orthop Sports Phys Ther 1994;20:287-95.
20-Cachupe WJC, Shifflett B, Kahanov L, Wughalter EH. Reliability of biodex balance system measures. Meas Phys Educ Exerc Sci. 2001;5:97-108.
21-Latash ML, Scholz JP, Schoner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. Exerc Sport Sci Rev 2002;30:26-31.

Archive of SID

www.SID.ir

Analyzing the Effect of Bandage and Bracing on Stability Indices of Single Leg Stance in Patients with Ankle Sprain

Amin Behdarvandan [1*], Mouhamad Jafar Shaterzadeh Yazdi [2], Shahin Goharpey [2], Reza Salehi [2]

1-PT, PhD Student.
2-Assistant Professor of Physical Therapy.

1,2-Department of Physical Therapy, Faculty of PT, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.

**Corresponding author:*
Amin Behdarvandan; PT, PhD Student. MusculoSkeletal Research Center, Department of Physical Therapy, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.
Tel:+989166155004
Email:abehdarvandan@yahoo.com

Abstract

Background and Objective: In spite of the prevalence of ankle sprain , little objective data exist regarding the effect of sensory and motion restriction properties of external ankle supports on ankle sensory motor processes of ankle sprained patients.

Subjects and Methods: In the present study, the effects of elastic bandage and rigid brace which had no sensory influence were evaluated for 28 patients. Ankle complex motor performance was measured using the Biodex Balance System.

Results: Results showed that rigid brace had no effects on stability indices but the use of elastic bandage improved motor performance of ankle complex as evidenced by the decrease in overall (P= 0.004) and AP(P=0.010) stability indices.

Conclusion: In patients with functional ankle instability external supports used improved ankle sensorymotor functions possibly because of elevated sensory inputs.

Keywords: Ankle sprain, Biodex balance system, Stability index, Ankle brace, Bandage.

►*Please cite this paper as:*
Behdarvandan A, Shaterzadeh Yazdi M J, Goharpey S, Salehi R. Analyzing the Effect of Bandage and Bracing on Stability Indices of Single Leg Stance in Patients with Ankle Sprain. Jundishapur Sci Med J 2012;11(2):123-133

Received: Aug 21, 2011 **Revised: Nov 5, 2011** **Accepted: Jun 3, 2012**

Archive of SID
www.SID.ir