

مقایسه اثر کینزیو تیپ مچ پا بر روی ثبات پاسچرال در ورزشکاران با و بدون بی ثباتی عملکردی مچ پا

بهنام اخباری^۱، مهیار صلواتی^۲، کامران عزتی^{۳*}

چکیده

اهداف: مطالعه آثار کینزیو تیپ مچ پا با استفاده از سیستم تعادلی بایودکس بر شاخص‌های تعادلی پویا و مقایسه توانایی‌های تعادلی در ورزشکاران با و بدون بی ثباتی عملکردی مچ پا.

روش بررسی: نوع مطالعه در این تحقیق یک مطالعه دو عاملی مختلط بود، که در آن تأثیرات خالص عامل بین گروهی سطح سلامتی و عامل درون گروهی کینزیو تیپ برای کنترل پاسچر بر متغیرهای وابسته مورد مطالعه یعنی شاخص‌های ثبات کلی، قدامی - خلفی، طرفی در وضعیت‌های چشم باز و بسته بررسی شد. قبل از شروع مرحله اصلی جمع آوری داده‌های تحقیق، یک مرحله مقدماتی شامل تحقیق متدولوژیک جهت تعیین سطح تکرارپذیری اندازه‌های بدست آمده توسط یک آزمونگر در یک نمونه ۱۶ نفری شامل مردان ورزشکار سالم و بیماران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا به انجام رسید. در مرحله اصلی تحقیق، ابتدا ۱۶ مرد ورزشکار مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا و ۱۶ مرد ورزشکار سالم مشابهی که به لحاظ سن، وزن، سطح فعالیت ورزشی و سوپرتری با هم جور شدند، در محدوده سنی ۳۰-۱۸ سال به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده انتخاب گشته و نتایج آزمون محدوده ثباتی پویا توسط سیستم تعادلی بایودکس در شرایط مختلف آزمون (ایستادن بروی یک پا) ثبت شد. در مرحله بعد کینزیو تیپ مچ پا برای هر یک از آزمودنی‌ها انجام شده و مجدداً نتایج آزمون محدوده ثباتی پویا توسط سیستم تعادلی بایودکس در شرایط مختلف آزمون ثبت شد.

یافته‌ها: متغیرهای کیفی و زمینه‌ای قبل از درمان بین دو گروه مذکور اختلاف معنی‌داری را نشان ندادند. تحلیل واریانس مختلط ۲×۲ در دو گروه سالم و بیمار، نشانگر کاهش معنی‌دار میزان شاخص‌های ثباتی کلی و طرفی در وضعیت‌های چشم باز و بسته بود.

نتیجه‌گیری: کاربرد کینزیو تیپ در بیماران مبتلا به پیچ خوردگی مچ پا و افراد سالم باعث بهبود معنی‌دار شاخص‌های ثباتی کلی و طرفی در وضعیت ایستادن روی یک پا می‌شود، در حالیکه این اثر روی شاخص ثباتی قدامی - خلفی در وضعیت‌های چشم باز و بسته مشاهده نشد.

کلید واژه‌ها: بی ثباتی عملکردی مچ پا، تعادل، پاسچر

- ۱- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استاد گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۲- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۳- دانشجوی دکتری تخصصی فیزیوتراپی، عضو کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

دریافت مقاله: ۹۰/۱۱/۱۰

پذیرش مقاله: ۹۰/۱۲/۹

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، ولنجک، بلوار دانشجو، خیابان کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، گروه آموزشی فیزیوتراپی

* تلفن: ۰۹۱۱۳۴۴۰۰۹۷

* رایانامه: EZ_kamran@yahoo.com

این مقاله برگرفته از طرح مصوب تحقیقاتی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی می‌باشد.



مقدمه

پیچ خوردگی‌های اینورژنال مچ پا در فعالیت‌های روزمره زندگی و ورزشی شایع بوده و اغلب در بین جوانان فعال از نقطه نظر فیزیکی به چشم می‌خورد (۲،۱). شیوع این عارضه حدود یک مورد در هر ۱۰۰۰۰ نفر در روز تخمین زده می‌شود. (۳)

آسیب‌های لیگامانی مچ پا ۱۵ تا ۴۵ درصد ضایعات ورزشی را (بخصوص در والیبال، بسکتبال و فوتبال) شامل می‌شود. (۵،۴) حدود ۴۰ درصد از پیچ خوردگی‌های مفصل مچ پا از بی‌ثباتی عملکردی رنج برده که در آن سابقه پیچ خوردگی‌های مکرر و راجعه وجود دارد. (۷، ۶) در مطالعه‌ای که توسط ویلکرسون صورت گرفت، نشان داده شد که کینزیو تیپ باعث بهبود قابل ملاحظه در حس عمقی مفصل می‌شود. (۸) ری شاگ و همکاران طی تحقیقی که انجام دادند دریافتند که کینزیو تیپ باعث بهبود حس عمقی مفصل در وضعیت عدم تحمل وزن در حرکت پلانترفلکسیون می‌شود. (۹) همچنین مطالعه رویینز و همکاران در مورد تأثیر کینزیو تیپ روی بهبود حس وضعیت مفصل در افراد سالم نشان داد که کینزیو تیپ اثر مثبت بر روی آگاهی فرد از وضعیت مفصل مچ پا دارد. (۱۰)

مطالعات متعددی اختلال در نوسان بدن و کنترل پاسچرال را پس از پیچ خوردگی مچ پا اثبات کرده‌اند (۱۱-۱۳). که به نوبه خود مؤید اهمیت و ضرورت انتقال صحیح اطلاعات حسی در کنترل پاسچرال است. بروز حالاتی پاتولوژیک چون بی‌ثباتی عملکردی مچ پا فرآیند حفظ تعادل را تهدید می‌کند (۱۴). از آنجایی که متحرک کردن سطح اتکاء و یا تغییر در اندازه و شکل آن موجب تغییر در نیازهای تحمیل شده به سیستم کنترل پاسچر می‌شود (۱۵)، لذا محققین با ایجاد تغییر در سطح اتکاء به بررسی تغییرات ایجاد شده در فرآیند کنترل پاسچر پرداخته‌اند. از طرفی مطالعات پیشین بر صفحه نیرو صورت گرفته که تعادل ایستا را مورد بررسی قرار داده است (۱۶-۱۸) حال آنکه ارزیابی نوسانات بدن در وضعیت ایستا نمی‌تواند نشانگر تعادل پویای فرد در فعالیت‌های زندگی روزمره باشد (۱۹، ۲۰). یک روش ارزیابی مفصل مچ پا در وضعیت پویا استفاده از سیستم تعادلی بایودکس می‌باشد. این سیستم دارای یک صفحه گردان است که به راحتی در جهات قدامی - خلفی و داخلی - خارجی حرکت نموده و امکان ارزیابی ثبات پاسچرال پویای فرد فراهم می‌گردد. (۲۱) بعلاوه ویژگی دیگر سیستم تعادلی بایودکس متغیر بودن میزان بی‌ثباتی صفحه دستگاه است این قابلیت باعث دستیابی به سطوح اتکای با بی‌ثباتی متغیر جهت بررسی تعادل می‌گردد (۲۲). با وجود مطالعات موجود در زمینه تأثیر کینزیو تیپ، بررسی‌ها نشان می‌دهد که اغلب مطالعات صورت گرفته پیشین، بر روی

افراد سالم بوده است و بررسی تأثیر کینزیو تیپ بر روی افراد بی‌ثباتی عملکردی به ندرت صورت گرفته است. همچنین اغلب مطالعات پیشین با صفحه نیروسنج و در جهت بررسی ثبات ایستا بوده است. به طور خلاصه می‌توان گفت با استفاده از این دستگاه، درمانگر قادر است با کمی کردن توانایی حفظ ثبات پاسچرال پویا به صورت یکطرفه و دوطرفه، کنترل عصبی - عضلانی را مورد بررسی قرار دهد (۲۱). یافته‌های تحقیق می‌تواند با فراهم آوردن اطلاعات در زمینه تعادل پویا، راهگشای تمرینات تعادلی در بیماران گردد. تحقیق حاضر با هدف بررسی تأثیر کاربرد کینزیو تیپ مچ پا بر روی بهبود شاخص‌های تعادلی پویا از طریق بررسی بر روی سطوح مختلف دشواری تکلیف پاسچرال در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته با استفاده از سیستم تعادلی بایودکس صورت گرفت.

روش بررسی

تحقیق حاضر یک مطالعه دو عاملی مختلط بود که در آن تأثیرات خالص عامل بین گروهی سطح سلامتی و یک عامل درون گروهی استفاده از کینزیو تیپ بر متغیرهای وابسته مورد مطالعه یعنی شاخص‌های ثباتی کلی، قدامی خلفی و طرفی و جامعه آماری آن شامل کلیه ورزشکاران مرد سالم و مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود.

از جامعه در دسترس، به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده و به صورت هدفمند ۱۶ ورزشکار مرد سالم با میانگین قد $172/8 \pm 3/3$ سانتی‌متر و وزن $64/6 \pm 5/2$ کیلوگرم و با سابقه حداقل ۶ ماه بازی در رشته بسکتبال یا والیبال و نیز ۱۶ ورزشکار مرد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا با میانگین قد $170/2 \pm 4/4$ سانتی‌متر و وزن $64/5 \pm 9/4$ کیلوگرم که به لحاظ سن، وزن، سطح فعالیت ورزشی و سوپرتری با هم جور شدند، و پس از اخذ موافقت آگاهانه وارد مطالعه شدند.

معیارهای ورود به مطالعه برای گروه بیمار عبارت بودند از:
 ۱- بی‌ثباتی عملکردی یکطرفه مچ پا. ۲- بروز حداقل یک پیچ خوردگی در یک سال اخیر و احساس خالی شدن مکرر.
 ۳- عدم وجود بی‌ثباتی مکانیکال در مچ پای گرفتار با انجام آزمون دراور قدامی و جابجایی تالار (۱۱). ۴- انجام هفتگی حداقل ۳ ساعت ورزش بسکتبال یا والیبال در ۶ ماه گذشته. لازم به ذکر است که تمامی اندازه‌گیری‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام گرفت. معیارهای حذف نیز عبارت بودند از: سابقه شکستگی، در رفتگی و وجود ناهنجاری ساختاری در اندام تحتانی، سابقه سر گیجه و غش، آسیب مچ پا در طی ۳ ماه اخیر، درد یا التهاب در مفصل مچ



پا، سابقه ضربه به ستون فقرات، سابقه کمردرد شدید در ۶ ماه گذشته، سابقه احساس بی‌حسی یا سوزن سوزن شدن در اندام تحتانی، احساس هرگونه درد و ناراحتی در بدن، سابقه درد و تورم قرینه و نیز مصرف داروهای مسکن، آرامبخش و الکل از ۴۸ ساعت قبل از آزمون.

روش کینزیو تیپ بدین صورت بود که پس از تمیز نمودن پوست توسط الکل ۷۰ درصد، چهار لایه کینزیو تیپ به ترتیب روی میچ پا بسته می‌شد. لایه اول از روی سطح پشتی پا (محل اتصال عضله تیبیالیس قدامی) شروع شده و به ناحیه توبرکل تیبیا با ۱۰۰ درصد تنش ختم می‌شد. لایه دوم از حدود ۵-۸ سانتی متر بالای مائلول داخلی شروع می‌شد و پس از گذر از کف پا و مائلول خارجی به حدود ۱۵ سانتی متری بالای آن ختم می‌شد. لایه سوم به صورت عرضی از قسمت خلفی مائلول داخلی به قسمت خلفی مائلول خارجی کشیده می‌شد. در نهایت لایه چهارم از حدود ۱۰ سانتی متر بالای مائلول داخلی به حدود ۱۰ سانتی متری بالای مائلول خارجی و پشت لایه دوم کشیده می‌شد. لازم به ذکر است تیپ با حداکثر تنش بسته می‌شد. بعد از بستن تیپ مطابق مراحل گفته شده توسط فیزیوتراپیست فرد به مدت چند دقیقه برای چسبیدن کامل تیپ به بدن، می‌نشست و سپس آزمون‌ها ادامه پیدا می‌کرد. لازم به ذکر است هیچکدام از افراد مورد مطالعه موهای پای خود را تراشیده بودند (۲۳).

در تحقیق حاضر تعادل از طریق دستگاه ثباتی بایودکس اندازه‌گیری شد. با این دستگاه توانایی فرد برای حفظ ثبات وضعیتی یک‌طرفه یا دوطرفه بر روی یک سطح غیر ثابت که بیان گر شاخص تعادل است ارزیابی می‌گردد (۲). در انجام آزمون از فرد خواسته می‌شد در محل خاص روی صفحه دستگاه بایستد و در شرایط ایستاده صاف نقطه نشانگر دستگاه را روی محل وسط (روی صفحه کامپیوتر خاص دستگاه) حفظ کند در این حالت موقعیت پا روی صفحه دستگاه یادداشت می‌شد. در حین انجام آزمون تعادل، وقتی دستگاه آماده شد از فرد خواسته می‌شد تلاش کند وضعیت صفحه زیر پای خود را در حالت افقی نگه دارد و از اغتشاش تعادل خود به مدت ۲۰ ثانیه جلوگیری کند. میزان سفتی صفحه زیر پای بیمار قابل تنظیم بود و از ۷ تا ۵ تغییر می‌کرد. نتایج آزمون سه شاخص ثباتی کلی، قدامی - خلفی و طرفی بود. در شاخص‌های مذکور هر چه مقادیر متغیرهای فوق کوچک‌تر باشند فرد از توانایی بالاتری جهت حفظ تعادل برخوردار بوده است. آزمون‌های ثباتی عبارت بودند از: آزمون در وضعیت ایستادن روی یک پا بدون کینزیو تیپ میچ پا با چشم باز، آزمون در وضعیت ایستادن روی یک پا بدون کینزیو تیپ میچ

پا، با چشم بسته، آزمون در وضعیت ایستادن روی یک پا پس از انجام کینزیو تیپ میچ پا با چشم باز و آزمون در وضعیت ایستادن روی یک پا پس از انجام کینزیو تیپ میچ پا با چشم بسته. در هر بار انجام آزمون‌ها نیز سه شاخص ثباتی کلی، شاخص ثباتی قدامی - خلفی و شاخص ثباتی طرفی ثبت شد.

بعلاوه در حین انجام مطالعه مقدماتی، سطح سختی صفحه سیستم بایودکس جهت طرح‌ریزی مطالعه اصلی نیز بررسی شد. لازم به ذکر است که سطح سختی صفحه بایودکس بین هشت (با ثبات‌ترین) و صفر (بی‌ثبات‌ترین) قابل تنظیم است. با توجه به مطالعه اولیه و از آنجایی که برای بیماران خصوصاً وضعیت ایستادن روی یک پا دشوار بوده، و اغلب پس از انجام آزمون‌ها احتمالاً با درد و ناراحتی مواجه می‌شدند، آزمون‌ها در وضعیت ایستادن روی یک پا از سطح سختی ۷ آغاز شده و به سطح سختی ۵ خاتمه یافتند. بین آزمون‌ها زمان کافی برای استراحت جهت جلوگیری از تطابق عصبی عضلانی در نظر گرفته شد. همچنین ترتیب اجرای آزمون‌ها برای آزمودنی‌ها، متفاوت و به صورت تصادفی انتخاب گردید.

در پژوهش حاضر از روش‌های آمار توصیفی به منظور توصیف و تشریح داده‌ها استفاده شد و برای تجزیه و تحلیل داده‌های آماری از SPSS ۱۳ استفاده گردید. همچنین از آزمون آماری کولموگروف - اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها و به منظور تحلیل سطح تکرارپذیری روش‌های اندازه‌گیری ضریب همبستگی ICC^۱ و خطای معیار اندازه‌گیری SEM^۲ محاسبه شد. به منظور مقایسه اثرات سطح سلامتی، کینزیو تیپ و نیز اثرات متقابل سطح سلامتی و کینزیو تیپ بین دو گروه مورد مطالعه از آزمون تحلیل واریانس دو طرفه استفاده شد.

یافته‌ها

مقادیر آزمون کولموگروف اسمیرنوف^۳ نشان داد که توزیع متغیرها در دو گروه از نظر کلیه شاخص‌های ذکر شده در تحقیق در وضعیت‌های مختلف نرمال بود.

بررسی تکرارپذیری در این مطالعه در دو گروه ۸ نفره متشکل از بیماران مبتلا به بی‌ثباتی میچ پا و افراد سالم انجام شد. برای متغیرهای شاخص تعادلی کلی، قدامی - خلفی و طرفی در وضعیت‌های چشم باز و چشم بسته طی دو مرحله آزمون با فاصله یک هفته و در هر جلسه با ۳ بار تکرار در هر کدام از انواع آزمون‌ها اجراء شد. ترتیب اجرای آزمون‌ها کاملاً تصادفی بود و آزمودنی از ترتیب اجرای آن بی‌خبر بود. برای بدست آوردن حداکثر تکرارپذیری ممکن، از تمام ۳ نوبت جمع‌آوری



اطلاعات میانگین گیری شده و عدد به دست آمده به عنوان مقادیر آن متغیر منظور می‌شود و برای آزمون در این مرحله از آزمون آماری میانگین‌ها استفاده شده است. با انجام آزمون‌ها به تعداد ۳ بار در جلسه آزمون و ۳ بار در جلسه بازآزمون، می‌توان آزمون

جدول ۱ - بررسی شاخص‌های تکرارپذیری مطلق و نسبی برای متغیرهای تعادلی مورد مطالعه در گروه افراد سالم و بیمار

پارامتر	بیماران مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا				افراد سالم			
	Intrasession		Intersession ICC (95%CI)	SEM	Intrasession		Intersession ICC (95%CI)	SEM
	Test ICC (95%CI)	Retest ICC (95%CI)			Test ICC (95%CI)	Retest ICC (95%CI)		
شاخص ثباتی کلی با چشم باز	*۰/۹۳	*۰/۹۲	*۰/۹۶	۰/۰۸	*۰/۸۹	*۰/۷۹	*۰/۹۷	۰/۰۷
شاخص ثباتی قدامی خلفی با چشم باز	*۰/۸۱	*۰/۸۳	*۰/۹۸	۰/۰۶	*۰/۷۸	*۰/۵۹	*۰/۹۷	۰/۰۷
شاخص ثباتی طرفی با چشم باز	*۰/۹۱	*۰/۹۴	*۰/۹۸	۰/۰۶	*۰/۸۱	*۰/۹۴	*۰/۹۱	۰/۰۴
شاخص ثباتی کلی با چشم بسته	*۰/۹۸	*۹۴/۹۴	*۰/۹۶	۰/۰۸	*۰/۹۶	*۰/۹۸	*۰/۹۷	۰/۰۷
شاخص ثباتی قدامی خلفی با چشم بسته	*۰/۸۸	*۰/۹۶	*۰/۹۶	۰/۰۸	*۰/۹۷	*۰/۹۹	*۰/۹۹	۰/۰۵
شاخص ثباتی طرفی با چشم بسته	*۰/۸۰	*۰/۸۷	*۰/۹۶	۰/۰۸	*۰/۸۹	*۰/۹۱	*۰/۹۹	۰/۰۵

* indicates $P \leq 0,05$

شاخص تعادلی قدامی خلفی: $P=0/21$ ، شاخص تعادلی طرفی: $P=0/7$ اثر خالص متغیر کینزیو تیپ بر شاخص ثباتی کلی ($P=0/01$) و طرفی ($P=0/01$) در وضعیت چشم باز معنی‌دار می‌باشد. بدین معنی که به طور کلی و صرفنظر از گروه مورد مطالعه، استفاده از کینزیو تیپ در وضعیت چشم باز و روی یک پا باعث کاهش شاخص ثباتی کلی و طرفی در وضعیت چشم باز می‌شود.

با توجه به نتایج به دست آمده از جدول ۳، اثر متقابل سطح سلامتی با کینزیو تیپ معنی‌دار نشده است به این معنی که شاخص‌های ثباتی مورد مطالعه یعنی شاخص ثباتی کلی ($P=0/15$)، شاخص ثباتی قدامی - خلفی ($P=0/87$) و شاخص ثباتی طرفی ($P=0/4$) در وضعیت چشم بسته با پوشیدن کینزیو تیپ کاهش یافته و این کاهش در گروه افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا

از طرفی هر دو گروه از نظر توزیع متغیرهای زمینه‌ای شرایط یکسانی داشته‌اند. بدین معنی که هیچ یک از متغیرهای زمینه‌ای سن، وزن، قد و سابقه ورزشی به عنوان متغیر محدودش کننده نبودند.

همانطور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، اثر متقابل سطح سلامتی با کینزیو تیپ معنی‌دار نشده است به این معنی که شاخص‌های مورد مطالعه یعنی شاخص ثباتی کلی ($P=0/41$)، شاخص ثباتی قدامی - خلفی ($P=0/84$) و شاخص ثباتی طرفی ($P=0/13$) در وضعیت چشم باز با پوشیدن کینزیو تیپ کاهش یافته ولی این کاهش بین دو گروه افراد مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا و افراد سالم اختلاف معنی‌داری را نشان نداده است. همچنین اثر خالص متغیر سطح سلامتی بر شاخص‌های مورد مطالعه معنی‌دار نیست هر چند تفاوت بین دو گروه زیاد است. (شاخص کلی: $P=0/05$ ،



جدول ۲- نتایج آزمون تحلیل واریانس دو عاملی برای بررسی تأثیر خالص دو متغیر سطح سلامتی و کینزیو تیپ و تأثیر متقابل آنها بر شاخص ثباتی کلی، قدامی خلفی و طرفی در وضعیت چشم باز

ردیف	منبع تغییرات	شاخص	مجموع مربعات نوع ۳	درجه آزادی	میانگین مربعات	F	P	تأثیر
۱	سطح سلامتی	شاخص ثباتی کلی	۸/۴۱	۱	۸/۴۱	۳/۸۷	۰/۰۵	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی قدامی خلفی	۶/۵۶	۱	۶/۵۶	۵/۹۳	۰/۲۱	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی طرفی	۰/۱۱۴	۱	۰/۱۱۴	۰/۱۵	۰/۷۰۲	غیر معنی دار
۲	کینزیو تیپ	شاخص ثباتی کلی	۵/۱۷	۱	۵/۱۷	۱۵/۷	۰/۰۰۱	معنی دار
		شاخص ثباتی قدامی خلفی	۰/۵	۱	۰/۵	۰/۵۶	۰/۴۵۹	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی طرفی	۳/۱۹	۱	۳/۱۹	۶/۸۶	۰/۰۱۴	معنی دار
۳	اثر متقابل سطح سلامتی با کینزیو تیپ	شاخص ثباتی کلی	۰/۲۲	۱	۰/۲۲	۰/۶۸	۰/۴۱۵	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی قدامی خلفی	۰/۰۳	۱	۰/۰۳	۰/۰۳	۰/۸۴۵	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی طرفی	۱/۰۷	۱	۱/۰۷	۲/۳۱	۰/۱۳۹	غیر معنی دار

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس دو عاملی برای بررسی تأثیر خالص دو متغیر سطح سلامتی و کینزیو تیپ و تأثیر متقابل آنها بر شاخص ثباتی کلی، قدامی خلفی و طرفی در وضعیت چشم بسته

ردیف	منبع تغییرات	شاخص	مجموع مربعات نوع ۳	درجه آزادی	میانگین مربعات	F	P	تأثیر
۱	سطح سلامتی	شاخص ثباتی کلی	۰/۹۵	۱	۰/۹۵	۰/۱۸	۰/۶۷۱	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی قدامی خلفی	۶/۱۸	۱	۶/۱۸	۰/۹۳	۰/۳۴۲	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی طرفی	۱/۶۹	۱	۱/۶۹	۱/۶۹	۰/۴۲۶	غیر معنی دار
۲	کینزیو تیپ	شاخص ثباتی کلی	۵/۵۵	۱	۵/۵۵	۳۶/۹۸	۰/۰۰۱	معنی دار
		شاخص ثباتی قدامی خلفی	۳/۱۰	۱	۳/۱۰	۴/۰۶	۰/۰۵۳	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی طرفی	۱۱/۵۶	۱	۱۱/۵۶	۳/۱۹	۰/۰۰۸	معنی دار
۳	اثر متقابل سطح سلامتی با کینزیو تیپ	شاخص ثباتی کلی	۱۰/۰۸	۱	۱۰/۰۸	۶/۷۱	۰/۱۵	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی قدامی خلفی	۰/۰۱	۱	۰/۰۱	۲/۰۲	۰/۸۷۴	غیر معنی دار
		شاخص ثباتی طرفی	۱/۰۵	۱	۱/۰۷	۱	۰/۴۰۷	غیر معنی دار

و طرفی می‌شود. به علاوه اثر خالص متغیر سطح سلامتی بر شاخص‌های ثباتی مورد مطالعه در وضعیت چشم بسته معنی دار نیست (شاخص کلی: $P=0/67$ ، شاخص تعادلی قدامی خلفی: $P=0/34$ ، شاخص تعادلی طرفی: $P=0/34$)

اختلاف معنی‌داری را نشان نداده است. از طرفی اثر خالص متغیر کینزیو تیپ بر شاخص ثباتی کلی ($P=0/001$) و طرفی ($P=0/008$) معنی‌دار می‌باشد. به عبارت دیگر به طور کلی و صرفنظر از گروه مورد مطالعه، استفاده از کینزیو تیپ در وضعیت چشم بسته و روی یک پا باعث کاهش شاخص ثباتی کلی



بحث

یافته‌های تحقیق حاضر بیانگر بهبود معنی‌دار کنترل پاسچرال پویا متعاقب کاربرد کینزیو تیپ نه تنها در گروه بیماران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بلکه در گروه افراد سالم نیز می‌باشد که البته میزان این بهبود بطور قابل ملاحظه‌ای در گروه بیماران و به خصوص در مورد شاخص تعادلی کلی در وضعیت چشم بسته بیش از گروه افراد سالم بود. دلیل این اختلاف شاید نقایص موجود در حس عمقی در بیماران باشد. سیستم عصبی مرکزی به منظور تأمین کنترل پاسچرال، الگوهای سازمان یافته مرکزی از فعالیت عضلات را برنامه‌ریزی و اجرا می‌کند. بعلاوه بر مبنای اهداف رفتاری و شرایط محیطی، استراتژی‌های حرکتی مقتضی به منظور حفظ ثبات را نیز طرح‌ریزی می‌کند. یکی از شرایط درونی جهت طرح‌ریزی عملکرد عضلانی و انتخاب الگوهای حرکتی مناسب، اطلاعات حسی در دسترس سیستم عصبی می‌باشد. (۷) در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا بدلیل ایجاد نقصان و تغییر در درون داده‌های حسی به سیستم عصبی مرکزی، پاسخ‌های پاسچرال نیز دستخوش تغییر می‌شوند بدین صورت که تأخیر در پاسخ‌های عضلانی و در نتیجه تأخیر در پاسخ‌های پاسچرال، باعث افزایش میزان نوسان‌های پاسچرال می‌گردد و دستیابی به تعادل را به مخاطره می‌افکند و در نهایت می‌تواند منجر به سقوط فرد گردد (۶).

از آن جا که در بیماران مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا، اطلاعات حسی ضروری در دسترس سیستم کاهش می‌یابد بنظر می‌رسد برنامه‌ریزی الگوهای عملکرد عضلانی و همچنین وجوه زمانی و مکانی فعالیت عضلات دستخوش تغییرات جدی می‌شود که عدم واکنش عضلانی در زمان مناسب و به میزان مناسب باعث افزایش میزان نوسان‌های پاسچرال می‌شود. یکی از راههای پیشنهادی در جهت بهبود این اطلاعات حسی، کینزیو تیپ مچ پا می‌باشد. احتمال دارد کینزیو تیپ مچ پا باعث ارتقاء درون داده‌های حس مچ پا به سیستم عصبی مرکزی شود که این امر منجر به تنظیم مجدد فعالیت عضلات و بهبود وجوه زمانی و مکانی فعالیت آنها در پاسخ به اغتشاشات می‌شود. بنابراین با بهبود نوسان‌های پاسچرال متعاقب کاربرد کینزیو تیپ در افراد سالم نیز می‌توان ادعا کرد که کینزیو تیپ باعث ارتقاء و افزایش اطلاعات حسی در دسترس سیستم و کارایی بهتر استراتژی‌های حرکتی و در نتیجه بهبود کنترل پاسچرال می‌شود (۲۴)

در حین بروز اغتشاش در دستیابی به تعادل در وضعیت ایستاده با سه پیامد مواجهیم: اولین پیامد عبارت است از کنترل و خاتمه دادن به حرکات در وضعیت ایستاده و حفظ پاسچرال ثابت بدون نیاز به تغییر دادن در سطح اتکاء. در صورت عدم توانایی کنترل

حرکات و تهدید به سقوط (شکست پیامد اول) با پیامد دوم مواجهیم که نیاز به تغییر در سطح اتکاء دارد اما تعادل مجدداً قابل دستیابی می‌باشد و نهایتاً پیامد سوم که در صورت ناکارایی پیامد دوم روی می‌دهد و دستیابی مجدد به تعادل با شکست مواجه می‌شود و با سقوط مواجه می‌باشیم. اختلال در ساز و کار هموستاز احتمالاً باعث بهم خوردن برنامه‌ریزی دقیق سیستم‌های متعدد بدن در جهت دستیابی به کنترل پاسچرال مطلوب می‌گردد، که می‌توان ادعا کرد کینزیو تیپ از طریق بهبود و ارتقاء میزان درون داده‌های حسی مچ پا باعث تأمین نیازهای سیستم عصبی مرکزی به اطلاعات حسی و بهبود هموستاز در افراد با بی‌ثباتی عملکردی مچ پا می‌شود که در نتیجه باعث بکارگیری مؤثر دو فرآیند فیدبک و فیدفوردارد در جهت مقابله با اغتشاش‌های وارده و بهبود نوسان‌های پاسچرال پویا می‌شود (۲۴، ۲۵، ۲۶).

یافته‌های این تحقیق با یافته‌های برخی تحقیقات مطابقت داشت که در ذیل اشاره می‌شود همچنین نتایج با برخی تحقیقات در تضاد بود که به طور مختصر اشاره می‌شود.

در توجیه علل تأثیر کینزیو تیپ مچ پا کریگ در سال ۱۹۹۴ بیان کرد که اعمال فشار و کشش ناشی از کینزیو تیپ بر روی پوست باعث تحریک گیرنده‌های مکانیکی موجود در پوست می‌شود که با ارسال اطلاعات حسی باعث بهبود حس عمقی مفصل می‌شود. لفارت و ریمان نیز بیان کردند که احتمالاً اطلاعات ناشی از گیرنده‌های مکانیکی موجود در پوست تأثیراتی همانند تأثیر گیرنده‌های مفصلی دارد (۲۷) بنابراین می‌توان گفت کاربرد کینزیو تیپ از طریق افزایش درون داده‌های حس پوستی نیز می‌تواند باعث بهبود کنترل پاسچرال شود. اندرسون و کارلسون (۱۹۹۲) به بررسی تأثیر کینزیو تیپ بر روی ثبات مفصلی مچ پا از طریق اندازه‌گیری زمان عکس العمل عضلات پروئثال پرداختند نتایج الکترومایوگرافی نشان داد کینزیو تیپ به طور معناداری باعث کاهش زمان عکس العمل عضلات پروئثال می‌شود آنها نتیجه گرفتند که این بهبودی در زمان عکس العمل عضلات ناشی از بهبود درون داده‌های حس مچ پا در نتیجه کاربرد کینزیو تیپ می‌باشد. (۲۸)

بررسی شاخص‌های ثباتی کلی و طرفی در وضعیت چشم باز و بسته روی یک پا بعد از انجام کینزیو تیپ نشانگر کاهش معنی‌دار شاخص‌های ثباتی مذکور در دو گروه سالم و بیمار می‌باشد. اما تأثیر کینزیو تیپ در دو گروه یکسان است، یعنی کینزیو تیپ در هر دو گروه به طور یکسان باعث کاهش شاخص شده است و بر خلاف سایر آزمون‌ها میزان بهبودی در بیماران نسبت به افراد سالم معنی‌دار نبوده است.

در توجیه این یافته باید به بررسی نقش سایر استراتژی‌ها و



واهمیت مفصل ران و تنه در حفظ ثبات طرفی آشکارتر می‌شود هم چنین زمان عکس العمل عضلات تنه نسبت به اغتشاش کوتاهتر از عضلات میچ پاست. بدین ترتیب به نظر می‌رسد نقصان عملکرد مفصل میچ پا چندان تأثیری در ایجاد اختلال در تعادل در صفحه فرونتال نداشته باشد.

نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر شاخص‌های ثباتی به عنوان فرآیندهای حرکتی سیستم کنترل پاسچرال در مجموعه میچ پا مورد ارزیابی قرار گرفتند. نتایج تحقیق نشان داد کاربرد کینزیو تیپ بیماران مبتلا به پیچ خوردگی میچ پا و افراد سالم باعث بهبود معنی‌دار شاخص‌های ثباتی کلی، طرفی در وضعیت ایستادن روی یک پا با چشم باز و بسته می‌شود، در حالیکه روی شاخص ثباتی قدامی - خلفی اثرات معنی‌داری در هیچ‌کدام از گروه‌ها مشاهده نشد. در مورد علل تأثیر کینزیو تیپ بر روی ثبات پاسچرال پویا باید به بررسی سازوکارهای دخیل در کنترل پاسچرال و اختلالات این سازوکار در موارد بروز بی‌ثباتی پرداخت. به نظر می‌رسد کینزیو تیپ با افزایش درون داده‌های حس عمقی باعث کارایی فرآیندهای حرکتی سیستم کنترل پاسچرال شامل سینرژی‌های عضلانی و استراتژی‌های حرکتی می‌شود. بنابراین در موارد بروز بی‌ثباتی‌های عملکردی که یکی از عوامل مستعد کننده آسیب‌های بعدی می‌باشد می‌توان از کینزیو تیپ برای بهبود پاسچرال کنترل استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

با تشکر و سپاس از پرسنل زحمت‌کش آزمایشگاه بیومکانیک دانشگاه توانبخشی و علوم بهزیستی و تمامی دوستانی که در تهیه و نگارش این تحقیق ما را یاری نمودند.

مفاصل غیر از میچ پا در تامین ثبات طرفی پرداخت (۲۹). مطالعات اخیر نشانگر وجود استراتژی‌های دیگری جهت دستیابی به ثبات در جهت طرفی می‌باشد. از سه استراتژی یاد شده در باز گرداندن تعادل، کنترل پاسچرال در جهت قدامی - خلفی بیشتر توسط استراتژی میچ پا کنترل می‌شود، این در حالیست که کنترل و حفظ تعادل در صفحه فرونتال یا جهت طرفی بیشتر به عهده ران و تنه می‌باشد. عضلات اداکتور و ابداکتور مفصل ران بیشترین نقش را در کنترل نوسان‌های پاسچرال در جهت طرفی دارا هستند (۳، ۲۴، ۳۰، ۳۱) این امر در نتیجه این حقیقت است که جهت بازگرداندن تعادل نیروها در مفاصل گوناگون و جهات گوناگون مشارکت دارند، هم چنین بدلیل امکان حرکات طرفی اندک در مفاصل میچ پا و زانو، مفصل ران اولین مفصل اندام تحتانی در راستای بهبود ثبات طرفی محسوب می‌شود (۴).

اگر چه تامین ثبات در صفحه فرونتال، عمدتاً بعهدہ عضلات لگن و تنه است اما مشاهده گردیده است که در مفصل میچ پا نیز عضلات تا حدی در تامین ثبات طرفی مسئولند. به بیان دیگر یک عضله تنها در یک جهت اغتشاش فعال نمی‌شود بلکه حداکثر فعالیت خود را در یک جهت نشان می‌دهد اما در حین اغتشاش در جهات مختلف به میزان متفاوتی فعالیت دارد. به عنوان مثال در اغتشاش به سمت راست فعالیت عضله تنسور فاسیای لاتای چپ حداکثر است ولی این عضله در طیفی از جهات قدامی - خارجی و خلفی - خارجی نیز فعال است. در مفصل میچ پا نیز اگر چه عضله سولئوس بیشتر در ثبات قدامی - خلفی نقش دارد اما در کنترل ثبات طرفی نیز تا حدودی مشارکت دارد (۲، ۳، ۳۲). با توضیحات داده شده به نظر می‌رسد مفصل ران و تنه نقش مهم‌تری نسبت به مفصل میچ پا در حفظ و دستیابی به تعادل متعاقب وارد شدن اغتشاش در صفحه فرونتال داشته باشند، بعلاوه از آنجا که فعالیت این الگوها در استراتژی لگن بر خلاف استراتژی میچ پا از پروگزیمال به دیستال است بنابراین نقش

منابع:

- 1- Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. J Bone Joint Surg Br. 1965; 47: 669-77.
- 2-Riemann BR, Le[hart SM. The sensorimotor system .part II: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. J Athl Train. 2002;37(1): 80-4.
- 3- Coiton Y, Gilhodes JC, Velay JL, Roll JP. A neural network model for the intersensory coordination involved in goal directed movements. Biol Cybern. 1991;66: 167-76.
- 4 Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. J Athl Train. 2007;42: 311-9.
- 5- Fernandez WG, Yard EE, Comstock RD. Epidemiology of lower extremity injuries among U.S. high school athletes. Acad Emerg Med. 2007; 14: 641-5.
- 6- Mitchell A, Dyson R, Hale T, Abraham C. Biomechanics of ankle instability. Part 1: reaction time to simulated ankle sprain. Med Sci Sports Exerc. 2008; 40: 1515-21.
- 7- Santos MJ, Liu W. Possible factors related to functional ankle instability. J Orthop Sports Phys Ther. 2008; 38: 150-7.
- 8- Wilkerson GB. Biomechanical and nevro-mvscvlar effects of ankle taping and bracing. J Athl Trai. 2002;37(4): 436-45.
- 9- Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. Med science sport Exs. 2000; 6: 35-46.
- 10- Robins S, Waked E, Rappel R. Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. Br sports Med. 1995;29(4): 242-7.
- 11- Docherty CL, Valovich McLeod TC, Shultz SJ. Postural control deficits in participants with functional ankle instability as measured by



- the balance error scoring system. *Clin J Sport Med.* 2006;16(3): 203-8.
- 12- Ross SE, Guskiewicz KM, Yu B. Single- leg jump- Landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankle. *J Athl Train.* 2005; 40(4): 298-304.
- 13- Rose A, Lee RJ, Williams RM, Thomson LC, Forsyth A. Functional Instability in non-contact ankle ligament injuries. *Br J Sport Med.* 2000; 34: 352-8.
- 14- Kaminski TW, Hartsell HD. Factors contributing to chronic ankle instability: a strength perspective. *J. Athl. Train.* 2002; 37: 394-405.
- 15- Stanfanini L, Marks R. Proprioception and recurrent ankle inversion injuries: a narrative review. *NZ Physiother.* 2003; 31(1): 25-39.
- 16- Isotalo E, Kapoula Z, Feret PH, Gauchon K, Zamfirescu F, Gagey PM. Monocular versus binocular vision in postural control. *Auris Nasus Larynx.* 2004; 31: 11.
- 17- Cachepe WJ, Shiffle B, Kahanov L, Wughalter EH. Reliability of biodex balance system measures. *Lawerence Erlbaum Associates, Inc.* 2001; 5(2): 97-108.
- 18- Tropp H, Eckstrand J, Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sports Exerc.* 1984; 16: 64-6.
- 19- Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train.* 2002;37(1): 85-98.
- 20- Caborn DNM, Kling R, Nyland JA, Rowe A, Stephanie W. Effects of a 2-hours cheerleading practice on dynamic posture stability, knee laxity and hamstring extensibility. *J Orthop Sport Phys Ther.* 1999; 29(8): 445-62.
- 21- Arnold BL, and Schmitz R.J. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *J Athl Train.* 1998;33(4): 323-7.
- 22- Hinman MR. Factor affecting reliability of the biodex balance system: A summary of four studies. *Sport Rehab.* 2000;9: 240-52.
- 23- Kase K, Wallis J, Kase T. Clinical Therapeutic applications of the Kinesiotaping Method, 1st ed. Trademark information. 2003; pp: 140-62
- 24- Shumway-cook, Woollacott MH, editors. Normal Posture Control. In: Shumway-cook, Woollacott MH. Motor control theory and practical application. 2nd ed. Philadelphia, Pennsylvania. Lippincott Williams & Wilkins: 2001; p. 162-5.
- 25- Riemann BL. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability? *J Athl Train.* 2002; 4: 386-93.
- 26- Cynthin M, Mcknight W, Charles W, Armstrong A. The role of ankle strength in functional ankle instability. *Sport Reha.* 1997; 6: 21-9.
- 27- Palmieri RP, Ingersoll CD, Cordova ML, Kinzey SJ. The spectral qualities of postural control are unaffected by 4 days of ankle- brace application. *J Athl Train.* 2002;37(3): 269-74.
- 28- Aruin As. The effect of changes in the body configuration on anticipatory postural adjustment. *Motor Control.* 2003; 7: 264-77.
- 29- Halseth T, Mechensey JW, Debeliso M, Vavghn R, Lien J. The effects of Kinsio taping on proprioception at the ankle. *Sports Med.* 2007; 3: 1-7.
- 30- Rose SE, and Guskiewicz KM. Examination of static and dynamic postural stability in individual with functionally stable and unstable ankle. *Sport and Med.* 2004; 14: 332-80.
- 31- Akhbari B, Ebrahimi Takamjani I, Salavati M and Sanjari MA. A 4-week biodex stability exercise program improved ankle musculature onset, peak latency and balance measures in functionally unstable ankles. *Phys Ther Sport.* 2007;8(3): 117-29.
- 32- Riemann BL, and Lephart SM. The sensorimotor system, part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Athlet Train.* 2002; 37(1): 80-4.