مقاله پژوهشی

بررسی مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در افراد کوپر و غیر کوپر فاقد رباط صلیبی قدامی در حین راه رفتن با استفاده از دستگاه پدوباروگراف

نرجس سلطانی[۱]، دکتر عباس رحیمی[۲]، دکتر صدیقه السادات نعیمی[۳]، دکتر خسرو خادمی کلانتری[٤]، دکتر حسن سعیدی[٥]

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۲- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، دانشیار، عضو هیئت علمی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۳- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استادیار، عضو هیئت علمی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۴- دکترای تخصصی فیزیوتراپی، استاد، عضو هیئت علمی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۵- دکترای تخصصی ارتز و پروتز، استادیار، عضو هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی ایران

چکیده

زمینه و هدف: مروری بر مقالات حاکی از تغییر میزان مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در زانوهای دچار پارگی رباط صلیبی قدامی می باشد ولی نحوه دقیق آن در زانوهای این افراد مشخص نمی باشد. مطالعه حاضر با هدف بررسی مقایسه ای میزان این نیرو در زانوی دچار پارگی کامل رباط صلیبی قدامی و زانوی بظاهر سالم این افراد از هر دو نوع کوپر و غیر کوپر و مقایسه آنها با افراد نرمال می باشد.

روش بررسی: در این مطالعه نیمه تجربی، ۱۶ بیمار دچار پارگی کامل و یکطرفه رباط صلیبی قدامی (۸ نفر کوپر و ۸ نفر غیر کوپر) و نیز ۱۶ فرد سالم (۸ نفر همگن با کوپر ها و ۸ نفر همگن با غیر کوپر ها) بعنوان گروه کنترل تحت مطالعه قرار گرفتند. کلیه نمونه ها با پای برهنه و با سرعت دلخواه و در یک مسیر ۶ متری از روی صفحه دستگاه پدوباروگراف مدل زیریس عبور کردند. نمونه ها طوری عبور کردند که یکبار پای سالم و دفعه دیگر پای صدمه دیده روی صفحه پدوباروگراف قرار گیرد. افراد سالم نیز طوری عبور کردند که پای همگن شده با پای نمونه ها بر روی صفحه دستگاه قرار گیرد. تستها آنقدر تکرار شد تا از هر نمونه ۵ تست صحیح بدست آید. معیارهای مورد بررسی در این مطالعه شامل حداکثر نیروی F_1Z, F_2Z, F_3Z در مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین و نیز زمان طی شده تا این اجزاء و نیز کل زمان استانس پای مورد تست بود.

یافته ها: نتایج تحقیق حاکی از کاهش معنی دار جزء F1 مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین فقط در افراد غیرکوپر بود. ($P=۰/۰۰۸$) در مورد زمان رسیدن به حداکثر اجزاء مولفه عمودی زمین، هیچ تفاوتی بین افراد سالم و بیمار و نیز بین پاهای دچار پارگی رباط و پاهای بظاهر سالم دیده نشد ($P>۰/۰۵$) ولی زمان استانس در افراد غیر کوپر بطور معنی داری نسبت به افراد کوپر افزایش داشت ($P=۰/۰۰۵$).

نتیجه گیری: کاهش جزء نیروی F_1Z در مولفه عمودی عکس العمل زمین که در اولین مرحله از تماس پا با زمین رخ می دهد بهمراه افزایش زمان استانس آنهم فقط در افراد غیرکوپر حاکی از عدم اتخاذ استراتژی مناسب این بیماران برای تحمل فشار زیاد در مرحله ابتدای راه رفتن و تحمل وزن می باشد. در حالیکه افراد کوپر با اتخاذ استراتژیهای دیگری توانستند خود را با نیروی مرحله ابتدای راه رفتن تطبیق داده و تقریباً شبیه افراد نرمال تحمل وزن نمایند.

کلید واژه ها: مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین، زمان رسیدن به مولفه های نیروی عمودی عکس العمل زمین، ، افراد کوپر و غیر کوپر دچار پارگی رباط صلیبی قدامی، سیستم پدوباروگراف

(ارسال مقاله ۱۳۹۲/۸/۱۱، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۱۱/۱۳)

نویسنده مسئول: تهران، خ دماوند، روبروی بیمارستان بوعلی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، گروه فیزیوتراپی
Email: a_rahimi@sbmu.ac.ir , arahimiuk@yahoo.com

مقدمه

رباط صلیبی قدامی نقش اصلی را در کنترل حرکات رو بجلوی تی بیا نسبت به فمور و نقش ثانویه را در کنترل روتاسیون‌های تی بیا بویژه روتاسیون داخلی در زنجیره باز بعهده دارد (۲،۱). این لیگامان بیشترین درصد صدمات لیگامانی زانو را در فعالیتهای ورزشی داشته و بدنبال پارگی کامل، بطریق محافظه کارانه و یا جراحی تحت درمان قرار می‌گیرد (۳). فیلمهای ویدئوئی گرفته شده از صدمات این لیگامان در ورزش حاکی از افزایش درصد صدمات در حالتی که زانو نزدیک به اکستانسیون کامل بوده و تی بیا در حداکثر روتاسیون خارجی نسبت به فمور قرار دارد، می‌باشد (۵،۴). بعلاوه شیوع صدمات این لیگامان در ورزشهای چرخشی و ورزشهائی که در آنها مرتباً ورزشکار شتاب مثبت و منفی گرفته و یا پرش و فرودهای زیادی دارد، بسیار زیاد می‌باشد. تحقیقات نشان می‌دهند که ۷۰٪ از صدمات لیگامان Anterior Cruciate ligament: ACL در

www.SID.ir

ورزشهای غیرتماسی رخ می‌دهد (۷،۶). در زانوی فاقد ACL تغییرات زیادی در جهت تطابق با این مشکل رخ می‌دهد که از آن جمله تغییرات سوماتوسنسوری (حسی– پیکری)، تغییر در الگوی فعال شدن عضلات، آتروفی عضلانی، تغییر تعادل و بالانس و نیز تغییرات بیومکانیکی فراوان می‌باشد (۸).

بطور کلی، تغییرات کینماتیکی و کینتیکی در ورزشکاران کوپر که قادر به بازگشت کامل به ورزش در سطح قبل از ضایعه بوده‌اند شامل فلکشن بیشتر از غیرکوپرها در ابتدای گام برداشتن بدون تغییر واضح در گشتاور عضله چهارسر این بیماران می‌باشد که بسیار شبیه افراد نرمال می‌باشد (۹). ولی بیشتر افراد فاقد ACL غیرکوپر بوده و قادر به بازگشت به فعالیت فیزیکی در سطح قبل از ضایعه نمی‌باشند و کاهش شدید گشتاور عضله چهارسر در مرحله ابتدائی راه رفتن در بسیاری از آنها دیده می‌شود (۱۰). این پدیده بنام "پدیده اجتناب از انقباض چهارسر" نامیده می‌شود که در آن گشتاور اکستانسوری زانو کاهش و یا گشتاور فلکشوری همسترینگ افزایش می‌یابد (۱۱). نکته دیگر اینکه، گر چه مکانیسم دقیق استراتژیهای بکار گرفته شده توسط بیماران فاقد ACL کاملاً مشخص نشده است، ولی واضح است که گروه کوپر از عضلات اطراف مفصل هیپ بیشتر استفاده کرده و سطح فعالیت خود را به سطح قبل از صدمه می‌رسانند در حالیکه گروه غیر کوپر از عضلات اطراف مچ پا بیشتر استفاده می‌کنند (استراتژی مچ) (۱۵–۱۲). نکته مهم دیگر استفاده گروه کوپر از دو یا چند استراتژی گاهاً پیچیده برای این هماهنگی می‌باشد در حالیکه گروه غیر کوپر از یک و حداکثر دو استراتژی شایع در این زمینه بهره می‌گیرند که برای جوابگوئی نیازهای بدن در شرایط مختلف کافی نمی باشد (۱۹–۱۶).

نیروی عکس العمل زمین دقیقاً شبیه نیروئی است که در هنگام فعالیت یا حتی استراحت از زمین به کف پا وارد شده و دارای سه مولفه عمودی، جانبی (خارجی– داخلی) و قدامی– خلفی می‌باشد. از بین این سه مولفه، مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشانه شروع شتاب و مقدمه تحمل وزن می‌باشد که دارای سه جزء اولیه (مرحله قبول تحمل وزن F_1Z)، دوم (مید استانس F_2Z) و سوم (پوش آپ F_3Z) می‌باشد. میزان مولفه نیروی عکس‌العمل زمین با سرعت راه رفتن فرد نسبت مستقیم دارد. در راه رفتن با سرعت نرمال (۴/۲ کیلومتر بر ساعت)، جزءهای اول و سوم تقریباً مساوی بوده و به حدود ۱۲۰٪ وزن فرد می‌رسند و در جزء ثانویه (مرحله میداستانس) این نیرو به حداکثر ۸۰٪ وزن بدن فرد می‌رسد. این وضعیت باعث میشود تا شکل نیروی عمودی عکس العمل زمین بصورت پروانه‌ای باشد که گاهی بنام دیاگرام پدوتی (Pedotti Diagram) نیز نامیده میشود (۲۴–۲۰). میزان اجزاء مختلف این نیرو در بیماران فاقد رباط ACL مختلف و گاهاً متناقض گزارش شده است (۲۶–۲۳). Rudolph و همکاران در سالهای ۱۹۹۸ و ۲۰۰۱ گزارش نمودند که در مقایسه با افراد نرمال، بیماران غیرکوپر دارای مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین پایین تری در جزء اولیه بودند (۲۵،۲۳). در مورد کوپرها، وضعیت گزارش شده در مقالات بسیار متناقض می باشد Lindstrom و همکاران در سال ۲۰۰۹ تفاوتی بین کوپرها و سالم ها ندیدند (۲۶) ولی Rudolph و همکاران در سالهای ۱۹۹۸ و ۲۰۰۱ همانند غیر کوپرها، کاهش این نیرو را در کوپرها نیز گزارش نمودند (۲۵،۲۳). محققین تا کنون مقاله‌ای که مولفه‌های نیروی عکس العمل زمین را بین سمت ناسالم و سالم را در افراد دچار پارگی رباط صلیبی قدامی بحث نموده باشد، پیدا نکرده‌اند. در بررسی مولفه‌های نیروی عکس العمل زمین، عموماً از صفحه نیرو استفاده می‌شود (۲۲–۲۰) ولی محققین زیادی از دستگاه سنجش فشار کف پا یا پدوباروگراف برای این منظور استفاده نموده‌اند (۲۸،۲۷) با این تفاوت که در استفاده از این دستگاه می‌توان فقط مولفه فشار عمودی را مورد بررسی قرار داد. در مطالعه حاضر با استفاده از دستگاه پدوبارگراف، مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین بعنوان یکی از مهمترین اجزاء بین بیماران کوپر و غیرکوپر فاقد ACL و نیز بین سمت سالم و ناسالم این بیماران بررسی و با افراد سالم مقایسه می‌گردد.

روش بررسی

شانزده بیمار فاقد رباط ACL و همگی مرد در دو گروه هشت نفره کوپر و غیر کوپر با مشخصات زیر تقسیم بندی شدند. جدول ۱ مشخصات دموگرافیک نمونه‌ها را نشان می‌دهد. کلیه نمونه‌ها بر طبق معیارهای ورود و خروج از بین ورزشکاران نیمه حرفه‌ای (حداقل ۲ ساعت ورزش و سه روز در هفته) از کلینیک فیزیوتراپی فدراسیون ورزشی تهران جمع آوری شدند. نمونه‌ها می‌بایست دارای پارگی کامل و ایزوله ACL و یکطرفه بدون سابقه جراحی زانو، سن بین ۱۸ تا ۴۰ سال، Body Mass Index :BMI کمتر از ۲۵ و قدرت عضلانی حداقل ۴ (از ۵) در Manual Muscle Testing: MMT باشند. در صورت وجود صدمات همراه مینیسک یا رباطهای دیگر، محدودیت حرکتی زانو، تورم و یا درد بیشتر از ۳ (از ۱۰) در مقیاس VAS، نمونه‌ها از مطالعه حذف می‌شدند. بعنوان گروه کنترل، ۱۶ مرد سالم که از نظر سن، جنس و سطح فعالیت فیزیکی با نمونه‌ها همگن بودند

Archive of SID

www.SID.ir

انتخاب گردیده و ۸ نفر از آنها با کوپرها و ۸ نفر هم با غیر کوپرها همگن شدند. معیار اصلی کوپر بودن بازگشت کامل به ورزش و عدم وجود بی‌ثباتی زانو بود. بیماران غیرکوپر کسانی بودند که نتوانسته بودند به سطح فعالیت قبل از صدمه برگردند و نیز دارای حداقل یکبار خالی کردن زانو طی شش گذشته بودند. علاوه بر این، بیماران کوپر دارای نمره پرسشنامه KOOS بالاتر از ۸۰ و غیر کوپرها زیر ۸۰ بودند (۲۹-۳۲).

جدول ۱- مشخصات دموگرافیک نمونه های شرکت کننده در این تحقیق

گروه ها	تعداد	سن (سال)	قد (سانتیمتر)	وزن (کیلوگرم)	توده بدنی	زمان پس از صدمه (ماه)	نمره KOOS (از ۱۰۰)
Coper ACLD	۸	۲۶±۳	۱۷۶±۵	۷۰±۸	۲۲.۴±۲	۱۸±۵	۸۵±۳
Non-coper ACLD	۸	۲۴±۲	۱۸۰±۶	۷۱±۱۰	۲۲±۲	۱۰±۱	۶۶±۷
Healthy 1	۸	۲۴±۲	۱۷۸±۴	۷۱±۹	۲۲±۲	–	–
Healthy 2	۸	۲۳±۲	۱۷۸±۷	۷۱±۱۲	۲۲±۳	–	–

Healthy 1 = گروه کنترل همگن با کوپرها

Healthy 2 = گروه کنترل همگن با غیر کوپرها

بیماران ابتدا در محل کلینیک توسط یک جراح ارتوپد فوق تخصص زانو معاینه و ارجاع داده می‌شدند. سپس یک فیزیوتراپیست ورزشی آنها را از نظر معیارهای ورود و خروج مطالعه مانند دامنه حرکتی، تورم و غیره بررسی نموده و کوپر و غیرکوپر بودن او را می‌سنجید.

از نمونه‌ها خواسته می‌شد تا در یک مسیر شش متری و با سرعت نرمال و دلخواه از روی صفحه دستگاه پدوبارگراف زبریس (Zebris, FDM-SX, Zebris Company, Germany) عبور کنند. بیماران باید پای مصدوم خود و گروه کنترل باید پای همگن شده خود را روی صفحه دستگاه گذاشته و از آن عبور کنند. به بیماران آموزش داده شد تا در موقع عبور به دیوار روبرو نگاه کنند و از گذاشتن پا به عمد روی صفحه دستگاه (Targeting landing) خودداری نمایند. آزمونها آنقدر تکرار می‌شد تا از هر پا ۵ تست صحیح بدست آید. در صورتیکه پای نمونه بطور کامل روی صفحه قرار نگرفته بود، تست تکرار می-گردید. معیارهای مورد بررسی شامل زمان تماس (زمان کل استانس)، میزان حداکثر نیرویهای عمودی اجزاء اول، دوم و سوم (F_1Z,F_2Z,F_3Z) و نیز مدت زمان لازم برای رسیدن به این اجزاء بود (شکل۱و ۲).

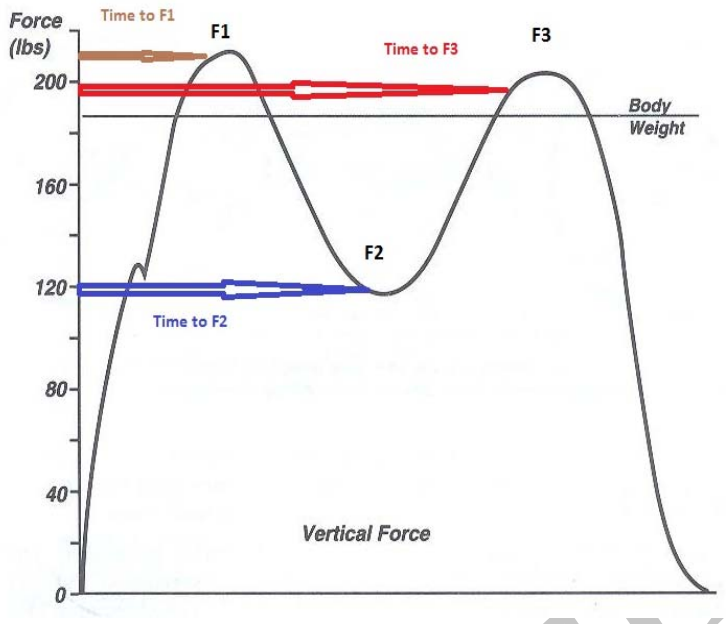
ابتدا با استفاده از آزمون کولموگراف – اسمیرینف، نرمال بودن داده‌ها چک شد و در صورت عدم نرمال بودن از آزمون Kruskal-Wallis استفاده شد. نتایج در برنامه Excel 2007 گردآوری شده و با ابزار SPSS نسخه ۲۰ و با استفاده از آزمون ANOVA همراه با Post hoc بونفرونی داده‌ها آزمون آماری گردیدند. ارزش پی معادل ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

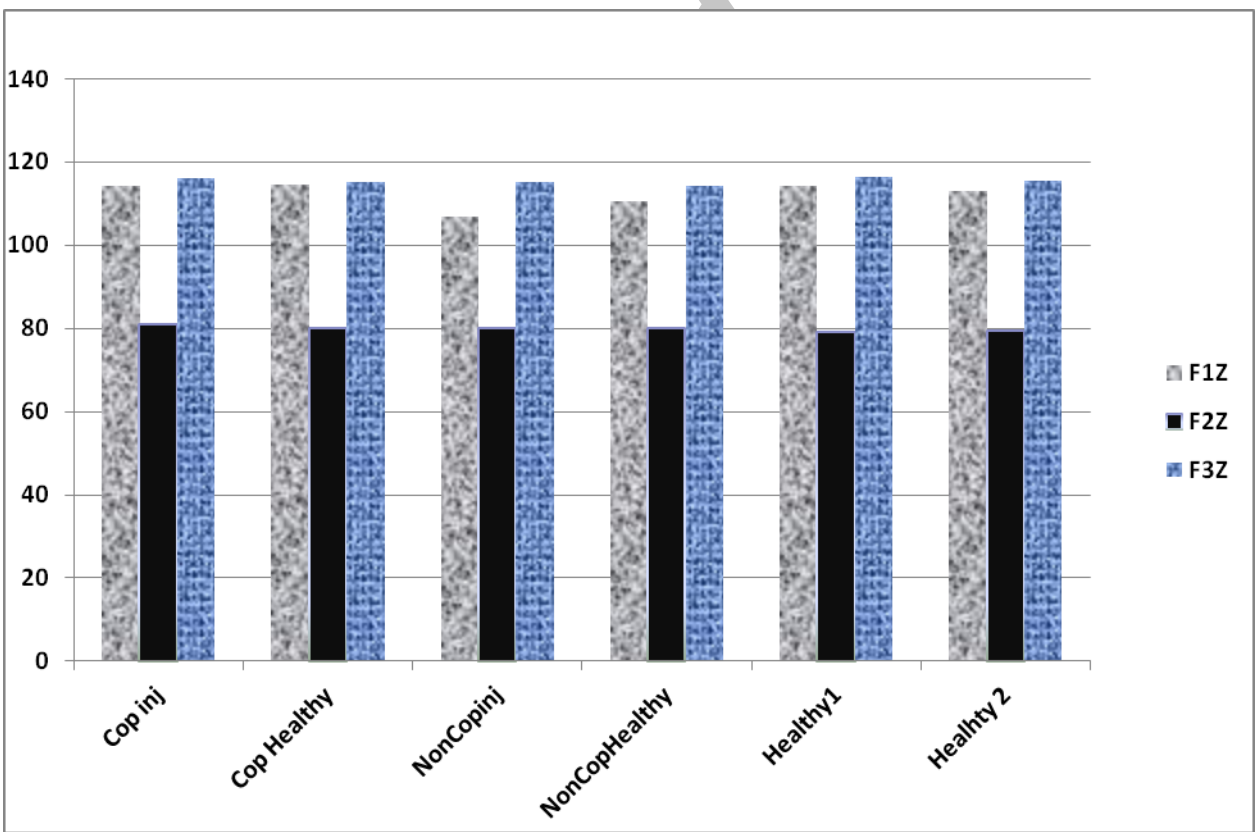
آزمون K-S نشان داد که فقط اجزاء دوم و سوم (F_1Z,F_2Z) مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین و زمان لازم تا این اجزاء بطور نرمال توزیع شده بودند و توزیع بقیه یافته‌ها غیرنرمال بود. کلیه داده‌های نیروی عکس‌العمل زمان به وزن افراد نرمالیزه گردید و یافته‌های زمان لازم تا حداکثر اجزاء سه گانه به زمان تماس (زمان استانس) نرمالیزه گردید و به درصد بیان شد. جدول شماره ۲ میزان اجزاء سه گانه این نیرو را در گروه‌های" پای ناسالم کوپرها"، "پای سالم کوپرها"، "پای ناسالم غیرکوپرها"، "پای سالم غیرکوپرها"، "پای همگن گروه کنترل با کوپرها" و "پای همگن گروه کنترل با غیر کوپرها" نشان می‌دهد. نتایج شان داد که جزء اول مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پای آسیب دیده بیماران فاقد ACL به طور معنی‌داری از پای سالم همین بیماران (P=0.008) و پای همگن افراد سالم (P=0.009) و نیز از پای ناسالم افراد کوپر (P=0.02) کمتر بود. در اجزاء دوم و سوم در هیچکدام از گروهها و سمت سالم یا بیمار تفاوتی دیده نشد (P>0.05).

Archive of SID

www.SID.ir



شکل ۱- نمودار نیروی عمودی عکس العمل زمین و نحوه‌ی محاسبه زمان رسیدن به مولفه‌های آن



Copinj = Coper injured side, Cop Healthy = Coper healthy side, NonCopinj = Non coper injured side, NonCopHeqlthy = Non coper healthy side, Healthy1 = Healthy group, matched to the coper ACLD, Healthy 2 = Healthy group, matched to the non-coper ACLD.

شکل ۲- میزان نیروی مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در سمت سالم و ناسالم نمونه های شرکت کننده در تحقیق

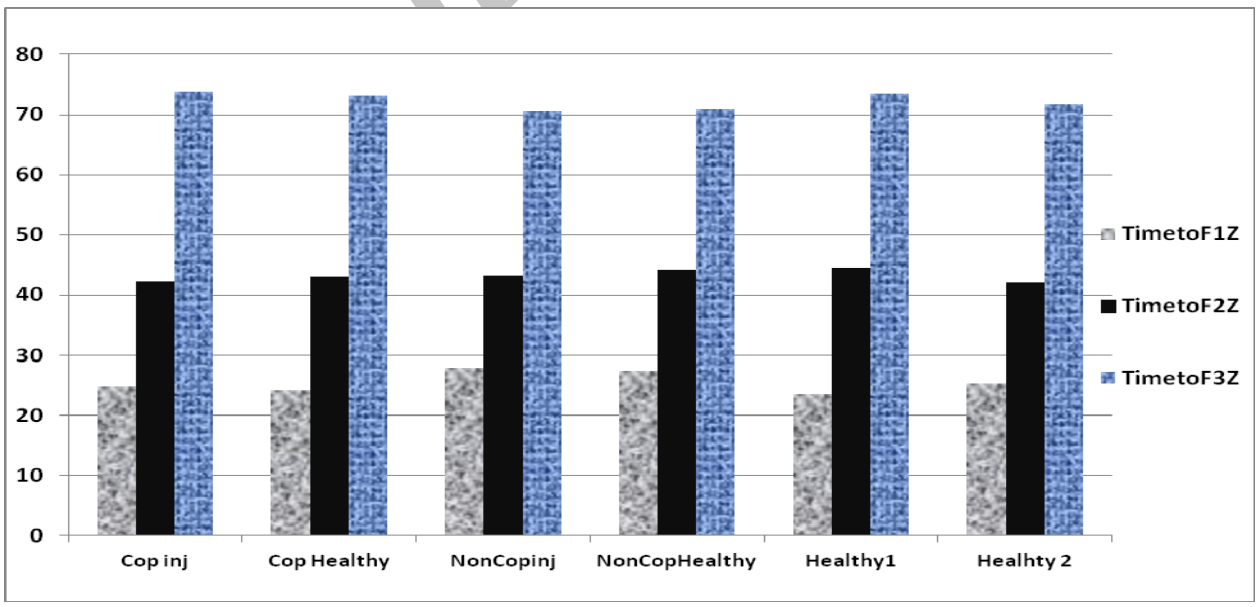
www.SID.ir

جدول ۲- مقادیر بدست آمده و آنالیز آماری اجزاء مختلف مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین در نمونه های مختلف

Parameters	Groups				*P*-value
F_1Z (N)	Cop.Inj	۱۱۴/۲	Health.1	۱۱۴/۲	۰/۷۵۴
			Cop.Hlth	۱۱۴/۴	۰/۱۷۵
			Non.Cop.Inj	۱۰۶/۸	٭۰/۰۲۰
	Non.Cop.Inj	۱۰۶/۸	Health.2	۱۱۳/۱	٭۰/۰۰۹
			Non.Cop.Hlth	۱۱۰/۴	٭۰/۰۰۸
F_2Z (N)	Cop.Inj	۸۱	Health.1	۷۹/۱	۰/۱۱۷
			Cop.Hlth	۸۰	۰/۲۵۱
			Non.Cop.Inj	۷۹/۹	۰/۲۲۱
	Non.Cop.Inj	۷۹/۹	Health.2	۷۹/۳	۰/۱۵۱
			Non.Cop.Hlth	۷۹/۹	۰/۰۹۷
F_3Z (N)	Cop.Inj	۱۱۶/۱	Health.1	۱۱۶/۵	۰/۷۵۴
			Cop.Hlth	۱۱۵/۱	۰/۳۴۷
			Non.Cop.Inj	۱۱۵/۲	۰/۲۷۰
	Non.Cop.Inj	۱۱۵/۲	Health.2	۱۱۵/۴	۰/۳۲۶
			Non.Cop.Hlth	۱۱۴/۱	۰/۹۴۰

Cop.Inj: ACLD Copers injured side, Cop.Hlth: ACLD Copers healthy side, Non-Cop.Inj: ACLD Non-Copers injured side, Non-Cop.Hlth: ACLD Non-Copers healthy side, Healthy 1: Healthy people matched to ACLD Copers, Healthy 2: Healthy people matched to ACLD Non-Copers, F1Z: First vertical ground reaction force peak in dynamic test, F2Z: Minimon amount of vertical ground reaction force in dynamic test, F3Z: Second vertical ground reaction force peak in dynamic test

جدول ۳ مشخص کرد که میزان زمان تماس در پای ناسالم بیماران غیرکوپر بطور معنی داری بیشتر از پای ناسالم کوپر ها بود ولی از نظر "زمان رسیدن به حداکثر اجزاء اول، دوم و سوم" تفاوتی بین سمت سالم و ناسالم بیماران کوپر و غیر کوپر دیده نشد (P>0.05). (شکل ۳)



Copinj = Coper injured side, Cop Healthy = Coper healthy side, NonCopinj = Non coper injured side, NonCopHeqlthy = Non coper healthy side, Healthy1 = Healthy group, matched to the coper ACLD, Healthy 2 = Healthy group, matched to the non-coper ACLD.

شکل ۳- زمان رسیدن به حداکثر اجزاء سه گانه مولفه عمودی نیروی عکس العمل زمین

www.SID.ir

جدول ۳- نتایج و آنالیز آماری "زمان تماس" و "زمان رسیدن به حداکثر اجزاء سه گانه نیروی عمودی عکس العمل زمین در سمت سالم و ناسالم نمونه ها

Parameters	Groups				P-value
C.Time (ms.)	Cop.Inj	۰/۷۸	Health.1	۰/۷۹۰	۰/۵۹۹
			Cop.Hlth	۰/۷۸	۰/۵۹۹
			Non.Cop.Inj	۰/۹۷	*۰/۰۰۵
	Non.Cop.Inj	۰/۹۷	Health.2	۰/۸۴	۰/۲۹۷
			Non.Cop.Hlth	۰/۹۷	۰/۷۲۳
T.F1 (ms.)	Cop.Inj	۲۴/۸	Health.1	۲۳/۵	۰/۶۹۰
			Cop.Hlth	۲۴/۲	۰/۶۰۲
			Non.Cop.Inj	۲۷/۸	۰/۳۹۱
	Non.Cop.Inj	۲۷/۸	Health.2	۲۵/۳	۰/۷۱۹
			Non.Cop.Hlth	۲۷/۳	۰/۴۷۳
T.F2 (ms.)	Cop.Inj	۴۲/۳	Health.1	۴۴/۵	۰/۸۱۴
			Cop.Hlth	۴۲/۹	۰/۵۳۰
			Non.Cop.Inj	۴۳/۲	۰/۹۰۳
	Non.Cop.Inj	۴۳/۲	Health.2	۴۲/۲	۰/۷۰۵
			Non.Cop.Hlth	۴۴/۱	۰/۷۰۵
T.F3 (ms.)	Cop.Inj	۷۳/۸	Health.1	۷۳/۴	۰/۶۷۱
			Cop.Hlth	۷۳/۱	۰/۹۱۷
			Non.Cop.Inj	۷۰/۵	۰/۱۲۰
	Non.Cop.Inj	۷۰/۵	Health.2	۷۱/۸	۰/۱۳۰
			Non.Cop.Hlth	۷۰/۸	۰/۹۷۰

Cop.Inj : ACLD Copers injured side, Cop.Hlth : ACLD Copers healthy side, Non-Cop.Inj : ACLD Non-Copers injured side, Non-Cop.Hlth : ACLD Non-Copers healthy side, Healthy 1 : Healthy people matched to ACLD Copers, Healthy 2 : Healthy people matched to ACLD Non-Copers, C.Time : Contact time of the foot in Stance in dynamic test , T.F1 : Time to F1Z, T.F2 : Time to F2Z, T.F3 : Time to F3Z

بحث

نتایج تحقیق حاکی از کاهش معنی دار میزان جزء اولیه (F_1Z) نیروی عمودی عکس‌العمل زمین همراه با افزایش زمان تماس فقط در زانوی آسیب دیده بیماران غیر کوپر فاقد ACL نسبت به زانوی صدمه دیده افراد کوپر بود. بعبارت دیگر، زانوی سالم غیرکوپر ها، زانوی صدمه دیده کوپرها و نیز زانوی افراد گروه کنترل همگی قادر به تحمل نیروی عمودی بیشتری نسبت به زانوی صدمه دیده غیر کوپرها در هنگام تماس اولیه پا با زمین بودند در حالیکه در ادامه راه رفتن، حداکثر نیروی وارده و زمان رسیدن به این حداکثر نیروها بین هیچ کدام از زانوهای سالم و صدمه دیده تفاوتی وجود نداشت. F_1Z بخشی از نیروی عکس العمل زمین می‌باشد که بعنوان جزء ترمز کننده در مرحله تماس اولیه پا با زمین نیز نامیده می‌شود. این نیرو باعث به جلو راندن تی‌بیا می‌شود که توسط انقباض کانسنتریک عضله همسترینگ خنثی و متعادل می‌شود. کاهش این نیرو در افراد غیرکوپر که در این مطالعه حاصل شد با یافته‌های Rudolph در سالهای ۱۹۹۸ و ۲۰۰۱ مطابقت دارد (۲۵-۲۳). در مطالعه حاضر، بین افراد کوپر و نرمال تفاوت خاصی دیده نشد و این نیز با یافته Lindstrom و همکارانش در سال۲۰۰۹ مطابقت دارد (۲۶) ولی با گزارش Rudolph در سال ۱۹۹۸و ۲۰۰۱ مغایر است. چرا که آنها علاوه بر تفاوت معنی‌دار بین غیرکوپر و کوپر، بین افراد کوپر و نرمال هم تفاوت معنی دار گزارش کردند در حالیکه یافته‌های ما بین کوپرها و نرمال‌ها بسیار بهم نزدیک بود.

همانطور که مشخص است بیشترین تفاوت افراد Non-Coper با سایر گروه‌ها در حین فاز Weight acceptance است. در مطالعات پیشین گزارش شده است که افراد Non-Coper، زمان شروع تا به قله رسیدن فعالیت عضله در هر دو عضله همسترینگ خارجی و مدیال گاستروکنمیوس طولانی‌تری دارند که دلیل تاخیر اوج فعالیت عضلانی

www.SID.ir
Archive of SID

همسترینگ در فاز Weight acceptance (زمانی که فرد کنترل سریع عضلانی برای پذیرش وزن بدن نیاز دارد) در این افراد است. این فعالیت رفلکسی آهسته در این افراد در مطالعه Beard و همکاران دیده شد (۳۳). در این تحقیق متوجه شدند که در این افراد، در مقابل نیرویی که تیبیا را به جلو جا به جا می کند، عضله همسترینگ latency طولانی‌تری دارد. همچنین رابطه مستقیمی بین latency همسترینگ و دفعات Giving way در این افراد وجود دارد. آنها همچنین ارتباط مستقیمی را بین میزان این تاخیر و تعداد خالی کردن‌های زانو پیدا کردند(۳۳). در مطالعه حاضر، گرچه بررسی الکترومیوگرافیک صورت نگرفت، اما کاهش نیروی وارده بر زانوی صدمه دیده افراد غیر کوپر حاکی از عدم توانائی این بیماران در تحمل فورس وارده در شروع تحمل وزن می‌باشد. بعبارت دیگر، بیماران غیرکوپر با کاهش انقباض عضله کوادر یسپس و سفت کردن زانو فقدان ACL را جبران نمودند. بطور خلاصه، بنظر میرسد افراد کوپر با انقباضات عضلانی فقدان ACL را جبران نمودند و استراتژیهای انقباض عضلانی متفاوتی از غیر کوپرها نقششان را جبران کرده و شبیه نرمالها رفتار نمودند. انجام تستهای مشکلتر ممکنست ابنورمالیته را در این بیماران نیز مشخص نماید.

کاهش مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام تماس اولیه در راه رفتن فقط در بیماران غیر کوپر فاقد ACL حاکی از تفاوت در نحوه بسیج عضلات درگیر نسبت به بیماران کوپر می باشد که ممکنست با تغییر شدت آزمون هر دو گروه واکنشهای دیگری را نشان دهند. دستگاه پدوباروگراف استفاده شده در این تحقیق بخوبی توانست در بررسی فاکتورهای مربوط به مولفه نیروی عکس العمل زمین نتایج معتبر و تکرار پذیری را نشان دهد. در نظر است این تحقیق بمنظور بررسی زمان رسیدن به ثبات بدنبال پرش و فرود در بیماران کوپر و غیر کوپر دچار پارگی کامل رباط صلیبی زانو بررسی و مقایسه گردد.

قدردانی

این مقاله بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد است که در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی در سال ۱۳۹۲ انجام شده است. محققین این مطالعه بر خود لازم می دانند از مرکز تحقیقات فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی و کلیه بیماران فاقد ACL و دانشجویان دانشکده توانبخشی و نیز کلینیک فیزیوتراپی فدراسیون پزشکی تقدیر و تشکر نمایند. لازم بذکر است که هیچکدام از محققین این مطالعه هیچگونه نفع مادی در نتایج تحقیق نداشته‌اند.

REFERENCES

1. Wilson DR, Feikes JD, Zavatsky AB, O'Connor JJ. The components of passive knee movement are coupled to flexion angle. Journal of Biomechanics.2000;33:465–473.
2. Butler D, Noyes F, Grood E. Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. The Journal of Bone & Joint Surgery 1980;62(2):259-270
3. Dooren Bosch C, Harlaar J. A clinically applicable EMG-force model to quantify active stabilization of the knee after a lesion of ACL. Clinical Biomechanics 2003;18(2):142-149.
4. Olsen O, Myklebust G. Injury mechanism for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. The American Journal of Sport medicine 2004;34(2):1002-1012.
5. Fleming B, Renstrom P, Beynnon B, Engstrom B, Peura G, Badger G, Johanson J. The effect of weight bearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. Journal of Biomechanics 2001;34(2):163-70.
6. Palmiri-smith R. Assosiation between prepatory muscle activation and muscle peak valgus knee angle. Journal of Electromyography and Kinesiology 2007;18(6):973-979.
7. Griffin L, Agel J, Albohm M. Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Risk Factors and Prevention Strategies. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 2000; 8:141-150.
8. Ingersoll C, Grindstaff T, Pierosimone B, Hart J. Neuromuscular Consequences of Anterior Cruciate Ligament Injury. Clinics in Sport Medicine 2008;27(3):383-404.
9. Alkjær T, Henriksen M. Simonsen EB. Different knee joint loading patterns in ACL deficient copers and non-copers during walking. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2011;19:615–621.
10. Alkjaer T, Simonsen EB, Jorgensen U, Dyhre-Poulsen P. Evaluation of the walking pattern in two types of patients with anterior cruciate ligament deficiency: copers and non-copers. European Journal of Applied Physiology 2005; 89:301–308.
11. Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. Clinical Biomechanics 2002;17: 274–285.

Archive of SID

www.SID.ir

12. Burchuch M, Andriachi T, Bach B, Reider B. Gait adaptations by patients who have a dificient acl .The Journal of Bone and Joint Surgery 1990;72(6):871-877.
13. Herrington L, Fowler L . A systematic literature review to investigate if we identify those patients who can cope with anterior cruciate ligament deficiency. The Knee 2006;13(4):260-265.
14. Winter D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 3ed . Newjersy John Wiley and Sons. 2005
15. White L, Miniaci A. Cruciate and posterolateral corner injuries in the athlete: clinical and magnetic resonance imaging features.Seminars in Musculoskelet Radiology 2004;8(1):111-131.
16. Kissner C, Colby A. Theraputic exersice: fundational and theqniques.5th. ed. DavisPlus. 2002.
17. Herrington L, Fowler L. A systematic literature review to investigate if we identify those patients who can cope with anterior cruciate ligament deficiency. The Knee. 2006;13(4):260-265.
18. Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. Medicine & Science in Sports & Exercise 2001;31:210–215.
19. Fitzgerald G, Axe M, Snyder-Mackler L. Proposed guidelines for nonoperative anterior cruciate ligament rehabilitation of physically active individuals. Journal of Ortopeadic and Sport Physical Therapy 2000;30(4);194-203.
20. Skorecki J, Jacobs N, Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. Jornal of Biomechanics; 1972;5(1):11-34.
21. Chao E, Lachman R, Stawfer R. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. Jornal of Biomechanics1983; 16(3); 219-233.
22. Kirtley C. Clinical Gait Analysi, Theory and Practice, Churchill Livingstone, Elsevier;2006.
23. Rudolph K, Axe M J, Buchanan T S, Scholz J P, Snyder- Mackler L . Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy. 2001; 9 (2) 62–71.
24. Chao E, Lachman R, Stawfer R. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. Jornal of Biomechanics 1983;16(3);219-233.
25. Rudolph K, Eastlack M, Axe M, Snyder-Mackler L. Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. Journal of Electromyography and Kinesiology 1998;8:349–362.
26. Lindström M, Felländer-Tsai L, Wredmark T, Henriksson M. Adaptations of gait and muscle activation in chronic ACL Deficiency. Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy 2010;18:106–114.
27. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. Physical Therapy; 2000;80(4):399-409.
28. Imamura M, Salomao O, Pereira C, Carvalho D. Pedobarometric evaluation of normal adult male foot. Foot and Ankle 2002;23(9):804-810.
29. Fitzgerald GK, Lephart SM, Hwang JH, Wainner RS. Hop tests as predictors of dynamic knee stability. J Orthop Sports Phys Ther 2001;31(10):588-597
30. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR. Fate of the anterior cruciate ligament-injured patient. A prospective outcome study. The American Journal of Sport Medicine. 1994;22: 632–644
31. Herrington L, Fowler E. A systematic literature review to investigate if we identify those patients who can cope with anterior cruciate ligament deficiency. The Knee 2006;13:260-5.
32. Salavati M, Mazaheri M, Negahban H, Sohani S, Ebrahimian M, Ebrahimi I, Kazem nejad A.Validation of a persian-version of knee injury and osteoarthritis outcome scores (KOOS) in iranians with knee injuries. Osteoarthritis and Cartillage 2008; 16(10):1178-1182
33. Beard DJ, Kyberd PJ, O'Connor JJ, Ferguson CM, Dodd CAF. Reflex hamstring contraction latency in anterior cruciate ligament deficiency. Journal of Ortopeadic Medicine 1994;12:219–228.

Archive of SID

www.SID.ir

Research Article

An investigation into the vertical ground reaction force status in the coper and non-coper ACL-deficient knee subjects during walking on level ground

Soltani N[1], Rahimi A[2]*, Naimi SS[3], Khademi KK[4], Saeedi H[5]

1-MSc. PT., School of Rehabilitation, Shahid Beheshti Unviersity of Medical Sciences, Tehran, Iran.
2-Associate Professor, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti Unviersity of Medical Sciences, Tehran, Iran.
3-Assistant Professor, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti Unviersity of Medical Sciences, Tehran, Iran.
4-Professor, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti Unviersity of Medical Sciences, Tehran, Iran.
5-Assistance Professor, Orthoses&Prostheses Department, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.

Archive of SID

Abstract

Background and Aim: An immaculate review of the literature reveals some changes on the vertical ground reaction force (VGRF) in ACL deficient knee subjects. However, the details are not clear yet. The current study aimed to study these changes in the ACL-deficient and apparently healthy knees of the coper and non-coper ACL-deficient knee subjects in comparison with the normal knees.

Materials and Methods: Sixteen unilateral ACL-torn subjects included 8 copers and 8 non-copers were recruited in this quasi-experimental study and were compared with 16 normal knee subjects (8 subjects matched to each coper and non-coper groups). All subjects walked barefoot and with their preferred speed in a 6-meter walkway and placed their wanted foot on the platform of a Zebris pedobarograph tool. The patients were asked to place their injured and healthy feet separately on the platform. The control group placed their foot matched to the ACL-deficient legs on the platform. The testes were repeated so much to have five acceptable trials. The outcome measures included the peak F1Z, F2Z, F3Z of the vertical ground reaction force values and the times to reach these peak values as well as total stance time of the tested feet.

Results: The results showed only a significant lower F_1Z value in the non-coper ACL-deficient knee subjects ($p=0.008$). No significant changes were shown in the F_2Z, F_3Z or the times reach to F_1Z, F_2Z and F_3Z values ($p>0.05$). The stance time of the coper ACL-deficient knee subjects increased significantly in the non-coper ACL-deficeint knee subjects when compared to the coper and healthy knees ($p=0.005$).

Conclusion: The reduced F1Z of the vertical ground reaction force at initial contact as well as increased total stance time seen only in non-coper ACL-deficient knee subjects reveals inadequate compensatory mechanism in these patients as a counter force stress at initial contact and weight bearing. However, the coper ACL-deficient knee subjects compensated these forces with good strategies and walked very similar to the control group.

Keywords: Vercial ground reaction force (VGRF), Time to peak vertical ground reaction force components, Coper & non-coper ACL-deficient knee subjects, Pedobarography.

***Corresponding Author:** Dr.Abbas Rahimi, Rehabilitation Faculty, Shahid Beheshti University of Medical Sciences.

Email: a_rahimi@sbmu.ac.ir , arahimiuk@yahoo.com

This research was supported by Shahid Beheshti University of Medical Sciences

www.SID.ir