مقاله پژوهشی

مقایسه اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه (M1) و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR) بر دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای درد کشککی رانی حین راه رفتن

حامد محمدی[۱]، محسن برغمدی[۲*]، رقیه محمدی[۳]

تاریخ دریافت ۱۴۰۱/۰۶/۲۵ تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۱۱/۱۸

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: سندرم درد پاتلوفمورال اصطلاحی است که برای درد ناشی از مفصل کشکک استخوانی یا بافت‌های نرم مجاور آن استفاده می‌شود. هدف از این پژوهش مقایسه اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه(M1) و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR) بر دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای کشککی رانی حین راه رفتن بود.

مواد و روش کار: در این پژوهش نیمه تجربی، ۳۰ نفر مرد دارای درد کشککی رانی حضور داشتند. قبل و بعد از تحریک فراجمجمه‌ای و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی، متغیرهای نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از دستگاه صفحه نیرو اندازه‌گیری شد. آزمون آماری آنالیز واریانس دوسویه در سطح معناداری ۰/۰۵ برای تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که اثر عامل زمان بر اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا (P=۰/۰۴۹)، هنگام جدا شدن پا زمین (P=۰/۰۰۱)، اوج نیروی قدامی-خلفی در حین جدا شدن پاشنه پا از زمین (P=۰/۰۴۴)، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پا از زمین ازلحاظ آماری معنادار بود (P=۰/۰۱۱). اثر عامل زمان بر زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا (P=۰/۰۰۴) و زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در حین جدا شدن پا از زمین (P=۰/۰۱۷) و زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین (P=۰/۰۰۹) و جدا شدن پا از زمین (P=۰/۰۴۷) معنی‌دار بود.

بحث و نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان گفت که تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی برای کاهش درد کشککی رانی می‌تواند مفید باشد.

کلیدواژه‌ها: نیروی عکس‌العمل زمین، درد کشککی رانی، تن آرامی، تحریک فراجمجمه‌ای

مجله مطالعات علوم پزشکی، دوره سی و سوم، شماره هفتم، ص ۵۵۲-۵۴۱، مهر ۱۴۰۱

آدرس مکاتبه: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، تلفن: ۰۴۵ ۳۱۵۰۵۶۵۲

Email: Barghamadi@uma.ac.ir

مقدمه

درد پاتلوفمورال (PFP) یکی از شایع‌ترین آسیب‌های ارتوپدی و یکی از شایع‌ترین بیماری‌های زانو است که در یک جمعیت فعال مشاهده می‌شود (۱). این بیماری بین ۱/۵ و ۷/۳ درصد از بیماران مراجعه‌کننده به مراقبت‌های پزشکی در ایالات‌متحده را تحت تأثیر قرار می‌دهد و تا ۲۵ درصد از آسیب دیدگان زانو مبتلا به PFP هستند (۱، ۲). در میان کسانی که PFP را تجربه می‌کنند، زنان دو برابر مردان تشخیص داده می‌شوند (۱). سندرم درد پاتلوفمورال (PFPS) اصطلاحی است که برای درد ناشی از مفصل کشکک استخوانی یا بافت‌های نرم مجاور آن استفاده می‌شود. این یک بیماری مزمن است که با فعالیت‌هایی مانند چمباتمه زدن، نشستن، بالا رفتن از پله‌ها و دویدن بدتر می‌شود (۳).

سندرم درد پاتلوفمورال (PFPS) یکی از دلایل شایع درد قدامی زانو در بزرگسالان و جوانان است. این اختلال می‌تواند تأثیر زیادی بر توانایی و کیفیت زندگی و راه رفتن بیماران داشته باشد. طبق مقالات بررسی‌شده در افراد PFPS، سرعت راه رفتن پایین‌تر،

[۱] دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

[۲] دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران، (نویسنده مسئول)

[۳] استادیار، رفتار حرکتی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه پیام نور بناب، بناب، ایران

هماهنگی پایین، و کاهش لحظه اکستنسور زانو در پاسخ بارگیری و وضعیت نهایی، و جمع شدن بیشتر ران در مقایسه با افراد سالم وجود دارد. تغییر در الگوی راه رفتن افراد PFPS ممکن است با استراتژی مورداستفاده برای کاهش نیروی عکس‌العمل مفصل پاتلوفمورال و درد همراه باشد. سندرم درد پاتلوفمورال PFPS به‌عنوان دردی در پشت و یا در اطراف کشکک ایجاد می‌شود که ناشی از فشار در مفصل کشکک استخوانی است. این سندرم تفاوت در ویژگی‌های راه رفتن بین PFPS و افراد سالم نشان داده شده است. محققان در مقایسه با گروه کنترل سالم، کاهش قابل‌توجهی در گشتاور کشش زانو در افراد PFPS پیدا کردند (۴، ۵).

بیماران مبتلا به PFPS برای کاهش نیروی عکس‌العمل مفصل استخوان کشککی در حین راه رفتن، حداکثر سرعت بارگذاری و اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، سرعت راه رفتن را کاهش می‌دهند. علاوه بر این روش‌های درمانی دیگری ازجمله تحریک جریان مستقیم فراجمجمه‌ای ((tDCSنیز به‌عنوان یک روش تحریک مغزی غیرتهاجمی، بدون درد و آسان است که می‌تواند باعث تحریک‌پذیری مسیرهای مغزی به‌عنوان‌مثال از قشر به سمت عضلات (تحریک‌پذیری قشر حرکتی[1]) شود و موجب انعطاف‌پذیری قشری می‌شود (۸-۶). مطالعات نشان می‌دهد که تحریک مستقیم قشر حرکتی ساق پا می‌تواند بر تحریک‌پذیری قشر حرکتی ساختارهای متفاوت که نقش مهمی در کنترل پیاده‌روی دارند، تأثیر بگذارد. همچنین، tDCS منجر به افزایش حداکثر نیروی فشار ارادی، تولیدشده توسط انگشتان پا می‌شود (۹). علاوه بر این، ساختارهای زیر قشر مغز را تسهیل می‌کند (۱۰)، زیرا به سرعت پاسخ‌های پس‌زمینه‌ای خودکار که از ساختارهای زیر قشر به وجود می‌آیند را تسریع می‌کند. به‌طورکلی این مداخلات می‌تواند منجر به هماهنگی بهتر در حین راه رفتن شوند. با توجه به اهمیت موضوع تاکنون تحقیقی مبنی بر اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه و تن آرامی و تنفس آگاهی بر دامنه نیروی عکس‌العمل صورت نگرفته است. بنابراین هدف از پژوهش حاضر مقایسه اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه(M1) و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR) بر دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای درد کشککی رانی حین راه رفتن می‌باشد.

مواد و روش کار

با توجه به موضوع و اهداف تحقیق، روش به کار گرفته شده در این تحقیق از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون بود. با توجه به مطالعات پیشین و با استفاده از نرم‌افزار Gpower، حجم نمونه آماری پژوهش حاضر ۱۵ نفر در هر گروه برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود. بر همین اساس ۱۵ مرد سالم و ۳۰ مرد با عارضه درد کشککی رانی انتخاب شدند. جامعه آماری این پژوهش مردانی با محدوده سنی ۲۵ تا ۳۰ سال بودند. افراد شرکت‌کننده از بین بیماران مبتلا به سندرم درد کشککی رانی مراجعه‌کننده به درمانگاه‌های دولتی و مراکز خصوصی شهر اردبیل بودند که توسط متخصص ارتوپدی سنجش و با در نظر گرفتن معیارهای ورود و خروج مطالعه به‌صورت هدفمند انتخاب و وارد مطالعه شدند. معیارهای ورود به تحقیق شامل: وجود درد در خلف کشکک یا قدام زانو که حداقل در طی انجام دو فعالیت، از مجموعه فعالیت‌های چمباتمه زدن، دویدن، لیلی کردن، بالا و پایین رفتن از پله و زانو زدن، نشستن‌های طولانی‌مدت تشدید می‌شود (۱۱). انجام تست squat leg single بر روی پا تا زاویه ۴۵ درجه به مدت ۱۰ ثانیه و گزارش درد حداقل سه به بالا توسط خود فرد روی نمودار دیداری درد (۱۲). وجود گالید خارجی بر اساس نتیجه تست مک کانل (۱۳). عدم دریافت هر نوع درمان توان‌بخشی برای مفصل زانو به مدت سه ماه پیش از ورود به مطالعه (۱۴). عدم فعالیت در رشته ورزشی خاص. شروع تدریجی درد حداقل به مدت هشت هفته (۱۲). عدم انجام جراحی بر روی زانو و نواحی کمر، لگن و یا اندام‌های تحتانی (۱۵، ۱۶). عدم وجود ضایعه تروماتیک، التهابی، عفونی و شکستگی یا دفورمیتی در زانو و اندام تحتانی (۱۲، ۱۷). عدم وجود دررفتگی و نیمه‌دررفتگی مفصل کشککی رانی و هرگونه علائم مربوط به وجود استئوآرتریت زانو در عکس رادیولوژی (۱۲). عدم وجود محدودیت حرکتی زانوی فرد مبتلا در صفحه ساجیتال. عدم سابقه بیماری‌های نورولوژیک، روماتولوژیک و اسکلتی عضلانی دیگر در اندام‌های تحتانی و درد در ناحیه کمر، لگن و ساکروایلیاک (۱۸). عدم سابقه سرگیجه، مشکلات بینایی اصلاح نشده و اختلالات گوش داخلی (۱۹). عدم تزریق کورتیکواستروئید در سه ماه گذشته و مصرف داروهای ضددرد طی ۷۲ ساعت گذشته (۲۰). معبار خروج شامل داشتن هر گونه بیماری که ممکن است خطر تحریک را افزایش دهد، به‌عنوان‌مثال: بیماری‌های عصبی مانند صرع و بیماری‌های روانی و همچنین بیماری‌های پوستی مانند اگزما حاد، ابتلا به بیماری‌های قلبی- عروقی، دیابت، استفاده از ضربان ساز قلب و همچنین وجود دستگاه فلزی مانند ایمپلنت فلزی در سر و یا گوش، در صورت جراحی مغز و یا جراحی در اندام‌های تحتانی بود. در ابتدا هدف و روش مطلعه برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و پس از اعلام موافقت آن برای شرکت در مطالعه و بعد از تکمیل فرم رضایت‌نامه آگاهانه، وارد مطالعه شدند. در مطالعه حاضر مقادیر

[1] corticomotor excitability

نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن پاشنه-پنجه با سرعت دلخواه ثبت شد. جهت مداخلات تن آرامی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR)، آزمودنی‌ها ۵ جلسه هر روزه، ۵ جلسه یک روز در میان مداخلات مربوط به گروه خود را اخذ نمودند. جدول ۱، جلسات این تکنیک را نشان می‌دهد (۲۱).

جدول (۱): جلسات و شیوه انجام تمرینات مربوط به تکنیک تن آرامی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR)

جلسه آماده سازی برای ورود به درمان	در این جلسه، پس از آموزشِ بودن در لحظه و زمان حال، و آموزش مدیتیشن نشسته (راحت و آرام نشستن و عمود نگه داشتن ستون فقرات و تمرین و یادگیری آن، آگاهی از تنفس، وضعیت بدن، صدا و افکار)، مبانی نظری مربوط به تکنیک‌های آرامش و کنترل تنفس از قبیل؛ بیش دمی، کم دمی، دم آگاهی به فراگیران توضیح داده می‌شد.
جلسات ۱ تا ۱۰	برای شروع تمرینات، فراگیران روی مبل مخصوص ریلکسیشن با پشتی بلند و ترجیحاً با چشمان بسته قرار می‌گرفتند. از فراگیران خواسته می‌شد که تنها بر عضلات و ماهیچه‌هایشان و صدای مجری تمرکز کنند و با کلمه "شروع" یا "انقباض" اقدام به تنش به‌طور یکباره -نه تدریجی- به مدت ۱۰-۵ ثانیه در عضلات نام برده شده نمایند و همزمان بر احساس‌های ایجاد شده در اثر تنش تمرکز کنند و با کلمه "رها" اقدام به رهایش و آرامش ماهیچه‌ها به مدت حداقل ۳۰ ثانیه و تمرکز بر احساس‌های ایجاد شده بکنند. در این فن، به علت اهمیت بالایی که کنترل تنفس داراست، در همه دوره‌های رهایش: از فراگیران خواسته می‌شد که به حس آرامش ایجاد شده در عضلات منقبض شده اخیر تمرکز کنند و به احساس دلپذیر ایجاد شده در اثر رهایش تمرکز می‌شد. همچنین، از فراگیران خواسته می‌شد تمرینات سه مرحله‌ای دم و بازدم عمیق توام با دم آگاهی و توجه به عبور و خروج هوا هنگام دم و بازدم و کنترل کردن آن و توجه به حرکات قفسه‌ی سینه و شکم هنگام دم و بازدم را انجام دهند و با هر دم و بازدم به ترتیب، تمرین آرامش به درون، تنش به بیرون را انجام دهند. تمرینات برای ۸ گروه از عضلات و با نظارت و راهنمایی پژوهشگر (نویسنده مسئول) انجام می‌گرفت. هشت گروه عضلات، شامل عضلات دست‌ها، عضلات بخش‌های فوقانی دست‌ها، عضلات شانه‌ها و گردن، عضلات پشت و کتف‌ها، عضلات صورت، عضلات سینه (که در فرآیند تمرینات تنفس ۳ مرحله‌ای درگیر می‌شد)، عضلات شکم، عضلات روی پاها، و عضلات پشت پاها، بودند. در هر جلسه، برای اطمینان از اینکه هیچ تنش "پس ماند" در عضلات باقی نمانده است، از فراگیران خواسته می‌شد که در همان حالتی که هستند و با چشمان بسته، روند وارسی (برای کشف و حذف تنش پسماند) را همزمان با دستورات مجری انجام دهند.

داده‌های کنتیکی با استفاده از فیلتر باتروورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه‌وتحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت شامل حداکثر مقادیر GRF سه بعدی و زمان رسیدن به اوج مولفه‌های داخلی-خارجی (Fx)، مؤلفه قدامی-خلفی (Fy) و مؤلفه عمودی (Fz) بود. اوج منحنی عمودی GRF (اوج فعال [Fz]) برای تحلیل بیشتر مورد توجه قرار گرفتند. در جهت داخلی-خارجی، اوج نیروهای داخلی (Fxms) و خارجی (Fxhc) مورد بررسی قرار گرفت. در جهت قدامی-خلفی، اوج نیروی خلفی (Fyhc) و اوج نیروی قدامی (Fypo) مورد بررسی قرار گرفت. نیروها با جرم بدن نرمال شدند و به‌عنوان درصدی از جرم بدن گزارش شدند (۲۲).

ایمپالس با استفاده از روش ذوزنقه‌ای برای محورهای X، Y و Z به‌صورت زیر محاسبه می‌شود (۲۳):

$$\text{Impulse} = \Delta t \left(\left[\frac{F1+\text{fn}}{2} \right] + \sum_{i=2}^{n-1} Fi \right)$$

در فرمول بالا F1 و Fn به ترتیب نیروهای اول و آخر هستند، Δt نیز برابر مدت‌زمان نمونه‌گیری و n برابر تعداد نقطه‌داده‌های نیروی ثبت شده هستند.

جهت بررسی نرمال بودن توضیع داده‌ها از آزمون شاپیروویلک استفاده شد. جهت تحلیل داده‌های آماری نیز از آزمون آنالیز واریانس دوسویه با اندازه‌های تکراری استفاده شد. تمام تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار spss24 انجام گردید.

یافته‌ها

با توجه به نتایج گزارش شده در جدول ۲، بین پیش‌آزمون سه گروه تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه، تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی و گروه کنترل اختلاف معناری دیده نشد. بنابراین در جدول ۳ از تحلیل واریانس استفاده خواهد شد.

جدول (۲): مقایسه پیش‌آزمون مقادیر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین سه گروه (درصدی از جرم بدن)

مؤلفه‌ها	تحریک فراجمجمه‌ای	تن آرامی و تنفس آگاهی	گروه کنترل	سطح معناداری
Fxhc	۳/۹۵ ± ۲/۰۵	۴/۱۵ ± ۱/۶۷	۴/۲۱ ± ۱/۲۰	۰/۹۱۰
Fxpo	-۵/۶۳ ± ۱/۵۹	-۵/۱۶ ± ۲/۷۸	-۲/۷۸ ± ۲/۹۴	۰/۰۵۷
Fyhc	-۱۴/۰۰ ± ۶/۵۱	-۱۷/۷۵ ± ۶/۸۳	-۱۵/۱۱ ± ۶/۰۰	۰/۲۷۵
Fypo	۱۴/۲۷ ± ۵/۸۲	۱۷/۸۴ ± ۴/۶۶	۱۳/۳۵ ± ۶/۳۸	۰/۰۸۵
Fzhc	۱۰۲ ± ۳۳/۰۰	۱۰۶/۷۰ ± ۲۲/۱۷	۱۱۰/۹۰ ± ۲۵/۰۲	۰/۸۳۳
Fzpo	۱۰۳/۶۸ ± ۲۳/۷۴	۱۰۰/۶۸ ± ۱۸/۴۴	۹۳/۸۳ ± ۲۰/۲۵	۰/۴۲۵
TTP- Fxhc	۲۲/۸۰ ± ۲/۶۶	۲۵/۲۰ ± ۷/۵۴	۲۵/۶۶ ± ۴/۱۶	۰/۶۷۶
TTP- fxpo	۴۴۶/۹۶ ± ۵۱/۵۹	۴۵۹/۶۶ ± ۴۰/۴۴	۴۴۱/۱۳ ± ۶۲/۶۰۵	۰/۹۲۶
TTP - fyhc	۸۵/۸۳ ± ۲۵/۴۹	۹۰/۶۰ ± ۲۱/۲۵	۷۴/۸۶ ± ۲۲/۲۳	۰/۴۵۸
TTP- Fypo	۵۸۰/۷۰ ± ۵۸/۴۸	۶۰۶/۸۰ ± ۲۵/۹۹	۵۶۱/۴۶ ± ۸۷/۱۵	۰/۳۲۲
TTP- Fzhc	۱۸۲/۷۰ ± ۴۹/۴۷	۱۵۲/۰۰ ± ۱۶/۰۲	۱۵۷/۹۳ ± ۳۰/۵۸	۰/۰۶۶
TTP- Fzpo	۵۳۵/۶۳ ± ۴۵/۵۰	۵۲۳/۳۳ ± ۲۰/۰۵	۵۱۸/۲۶ ± ۳۴/۷۶	۰/۳۸۶
LR	۵۹/۴۳ ± ۱۲/۲۷	۶۶/۵۱ ± ۱۱/۹۷	۷۴/۱۳ ± ۸/۱۹	۰/۰۵۴
گشتاور آزاد	-۰/۱۳ ± ۰/۰۸	-۰/۱۶ ± ۰/۰۷	-۰/۱۶ ± ۰/۰۹	۰/۵۱۴
گشتاور آزاد	۰/۱۰ ± ۰/۰۸	۰/۱۶ ± ۰/۰۹	۰/۱۳ ± /۰۶	۰/۵۵۳
Imp Fz	۴۳۶/۹۱ ± ۷۵/۸۳	۴۵۹/۷۶ ± ۹۱/۴۶	۴۲۳/۰۶ ± ۴۸/۵۵	۰/۳۹۹

× سطح معناداری P<۰/۰۵

نتایج نشان داد اثر عامل زمان بر اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا (P=۰/۰۴۹)، هنگام جدا شدن پا زمین (P=۰/۰۰۱)، اوج نیروی قدامی-خلفی در حین جدا شدن پاشنه پا از زمین (P=۰/۰۴۴)، اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در هنگام جدا شدن پا از زمین ازلحاظ آماری دارای اختلاف معناداری بود (P=۰/۰۱۱). اثر عامل زمان در زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام تماس پاشنه پا (P=۰/۰۰۴) و زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در حین جدا شدن پا از زمین (P=۰/۰۱۷) و زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در هنگام تماس پاشنه پا با زمین (P=۰/۰۰۹) و جدا شدن پا از زمین (P=۰/۰۴۷) ازلحاظ آماری اختلاف معناداری داشت.

اثر عامل گروه بر اوج نیروی داخلی-خارجی (P=۰/۰۰۱) و اوج نیروی قدامی خلفی (P=۰/۰۲۴) و اوج نیروی عمودی (P=۰/۰۳۲) در هنگام جدا شدن پا ازلحاظ آماری اختلاف معناداری را نشان دهد.

همچنین اثر عامل گروه بر زمان رسیدن به اوج نیرو داخلی-خارجی در هنگام جدا شدن پا از زمین ازلحاظ آماری اختلاف معناداری داشت (P=۰/۰۲۴).

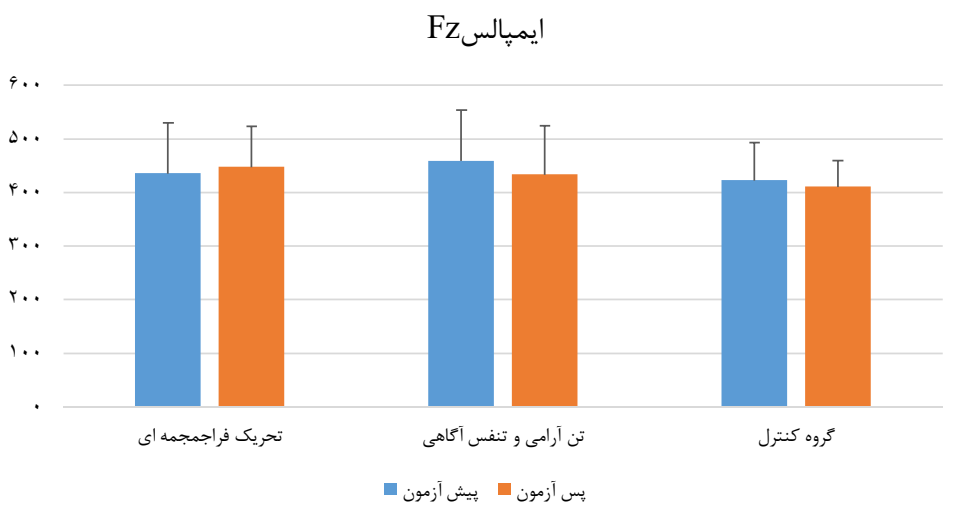
اثر تعاملی زمان و گروه بر اوج نیروی عمودی در حین تماس پاشنه پا ازلحاظ آماری معنادار بود (P=۰/۰۲۴). مقایسه جفتی نشان داد اوج نیروی عمودی در حین تماس پاشنه پا با زمین در پس‌آزمون گروه تحریک فراجمجمه‌ای در مقایسه با گروه کنترل ۲۸/۵ درصد بیشتر بود. همچنین مقایسه جفتی نشان داد اوج نیروی عمودی در حین تماس پاشنه پا با زمین در پس‌آزمون گروه تن آرامی و تنفس آگاهی در مقایسه با گروه کنترل ۲۸/۱ درصد بیشتر بود. اثر تعامل زمان و گروه بر نرخ بارگذاری نیروی عکس‌العمل زمین ازلحاظ آماری معنادار بود (P=۰/۰۴۲). مقایسه جفتی نشان داد نرخ بارگذاری در پیش‌آزمون گروه تحریک فراجمجمه‌ای در مقایسه با گروه کنترل ۲۴/۱ درصد کمتر بود.

جدول (۳): مقایسه مقادیر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی (درصدی از جرم بدن)

مؤلفه‌ها	تحریک فراجمجمه‌ای		تن آرامی و تنفس آگاهی		گروه کنترل		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر تعاملی زمان×گروه
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون			
Fxhc	۲/۰۵ ± ۳/۹۵	۲/۳۳ ± ۵/۱۵	۱/۶۷ ± ۴/۱۵	۲/۹۵ ± ۵/۴۵	۱/۲۰ ± ۴/۲۱	۱/۹۹ ± ۴/۱۳	×۰/۰۴۹ (۰/۰۷۹)	۰/۵۷۴ (۰/۰۲۶)	۰/۲۹۱ (۰/۰۵۷)
Fxpo	-۱/۵۹ ± -۵/۶۳	۲/۶۸ ± -۷/۷۶	۲/۷۸ ± -۵/۱۶	۲/۴۶ ± -۷/۳۵	۲/۹۴ ± -۲/۷۸	۱/۰۲ ± -۴/۲۰	×۰/۰۰۱ (۰/۱۵۲)	×۰/۰۰۱ (۰/۴۵۳)	۰/۷۸۸ (۰/۰۱۱)
Fyhc	۶/۵۱ ± -۱۴/۰۰	۳/۹۷ ± -۱۳/۸۱	۶/۸۳ ± -۱۷/۷۵	۵/۵۳ ± -۱۶/۱۲	۶/۰۰ ± -۱۵/۱۱	۴/۷۹ ± -۱۳/۵۵	۰/۲۱۷ (۰/۷۲۰)	۰/۱۵۵ (۰/۰۸۵)	۰/۸۱۱ (۰/۰۱۰)
Fypo	۵/۸۲ ± ۱۴/۲۷	۵/۷۸ ± ۱۷/۷۳	۴/۶۶ ± ۱۷/۸۴	۳/۷۶ ± ۱۸/۵۵	۶/۳۸ ± ۱۳/۳۵	۲/۶۷ ± ۱۶/۱۷	×۰/۰۴۴ (۰/۰۴۹)	×۰/۰۲۴ (۰/۱۶۲)	۰/۵۸۰ (۰/۰۲۶)
Fzhc	۳۳/۰۰ ± ۱۰۲	۲۳/۹۶ ± ۱۱۱/۳۰	۲۲/۱۷ ± ۱۰۶/۷۰	۱۶/۱۱ ± ۱۱۰/۹۳	۲۵/۰۲ ± ۱۱۰/۹۰	۱۴/۴۲ ± ۸۶/۵۷	۷۷/۰ (۱۰۰/۰)	۰/۰۹۰ (۰/۱۰۹)	×۰/۰۲۴ (۰/۱۶۳)
Fzpo	۲۳/۷۴ ± ۱۰۳/۶۸	۲۶/۰۰ ± ۱۱۴/۱۰	۱۸/۴۴ ± ۱۰۰/۶۸	۱۳/۷۷ ± ۱۱۳/۶۲	۲۰/۲۵ ± ۹۳/۸۳	۱۲/۱۹ ± ۹۰/۰۴	۱۱/۰×۰ (۰/۴۴۱)	×۰/۰۳۲ (۰/۱۵۲)	۰/۰۷۰ (۰/۱۱۹)
TTP-Fxhc	۲/۶۶ ± ۲۲/۸۰	۵/۱۵ ± ۱۸/۸۶	۷/۵۴ ± ۲۵/۲۰	۶/۶۴ ± ۲۰/۱۳	۴/۱۶ ± ۲۵/۶۶	۵/۶۴ ± ۲۰/۲۰	۴۰/۰×۰ (۰/۷۸۱)	۰/۵۵۷ (۰/۰۲۷)	۰/۹۲۱ (۰/۰۰۴)
TTP-fxpo	۵۱/۵۹ ± ۴۴۶/۹۶	۶۰/۱۶ ± ۵۳۶/۳۳	۴۰/۴۴ ± ۴۵۹/۶۶	۵۸/۵۵ ± ۵۳۶/۴۶	۶۲/۶۰۵ ± ۴۴۱/۱۳	۷۳/۲۴ ± ۵۵۲/۴۶	۶۸/۰ (۰/۴۶۲)	×۰/۰۲۴ (۰/۱۶۲)	۰/۰۹۷ (۰/۲۱۲)
TTP - fyhc	۲۵/۸۳ ± ۸۵/۸۳	۲۷/۹۶ ± ۱۰۴/۷۳	۲۱/۲۵ ± ۹۰/۶۰	۲۶/۴۹ ± ۹۹/۰۰	۲۲/۲۲ ± ۷۴/۸۶	۳۰/۸۷ ± ۸۴/۴۰	۰/۱۸۳ (۰/۰۴۲)	۰/۰۶۳ (۰/۱۲۴)	۰/۸۷۵ (۰/۰۰۶)

TTP-Fypo	۵۸۰/۷۰ ± ۵۸/۴۸	۶۰۷/۳۳ ± ۸۴/۳۶	۶۰۶/۸۰ ± ۲۵/۹۹	۶۴۰/۴۶ ± ۴۸/۱۷	۵۶۱/۴۶ ± ۸۷/۱۵	۶۲۰/۲۶ ± ۵۱/۵۷	×۰/۰۱۷ ۰/۰۱۲۷	۰/۰۴۴ (۰/۱۳۹)	۰/۷۵۳ (۰/۰۱۳)
TTP-Fzhc	۱۸۲/۷۰ ± ۴۹/۴۷	۱۷۶/۵۳ ± ۲۵/۷۱	۱۵۲/۰۰ ± ۱۶/۰۲	۱۸۸/۷۳ ± ۳۷/۷۳	۱۵۷/۹۳ ± ۳۰/۵۸	۱۶۴/۳۳ ± ۴۱/۶۷	×۰/۰۰۹ (۰/۱۵۰)	۰/۰۰۱ (۰/۳۰۴)	۰/۰۵۹ (۰/۱۲۶)
TTP-Fzpo	۵۳۵/۶۳ ± ۴۵/۵۰	۵۳۲/۸۶ ± ۵۷/۲۰	۵۲۲/۳۳ ± ۲۰/۰۵	۵۶۷/۲۶ ± ۵۱/۷۶	۵۱۸/۲۶ ± ۳۴/۷۶	۵۳۸/۶۰ ± ۵۹/۲۱	×۰/۰۴۷ (۰/۰۹۰)	۰/۳۶۱ (۰/۰۴۷)	۰/۱۷۷ (۰/۰۷۹)
LR	۵۹/۴۳ ± ۱۲/۲۷	۶۴/۷۲ ± ۱۱/۳۴	۶۶/۵۱ ± ۱۱/۹۷	۷۴/۱۳ ± ۸/۱۹	۷۴/۱۳ ± ۸/۱۹	۶۰/۳۹ ± ۲۰/۱۱	۰/۱۱۸ (۰/۰۵۷)	۰/۴۴۴ (۰/۰۳۸)	×۰/۰۴۲ (۰/۱۶۶)
گشتاور آزاد	-۰/۱۳ ± ۰/۰۸	-۰/۱۷ ± ۰/۰۶	-۰/۱۶ ± ۰/۰۷	-۰/۲۲ ± ۰/۱۶	-۰/۱۶ ± ۰/۰۹	-۰/۱۱ ± ۰/۰۵	۰/۴۳۷ (۰/۰۱۴)	۰/۱۶۵ (۰/۰۸۲)	۰/۰۹۳ (۰/۱۰۷)
گشتاور آزاد	۰/۱۰ ± ۰/۰۸	۰/۲۳ ± ۰/۰۷	۰/۱۶ ± ۰/۰۹	۰/۱۲ ± ۰/۰۵	۰/۱۳ ± ۰/۰۶	۰/۱۷ ± ۰/۰۷	۰/۲۰۹ (۰/۰۳۷)	۰/۹۱۹ (۰/۰۰۴)	۰/۱۴۲ (۰/۰۸۹)

× سطح معناداری P<۰/۰۵



نمودار (۱): مقادیر مؤلفه ایمپالس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی در سه گروه مورد آزمایش

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، مقایسه اثر تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه (M1) و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR) بر دامنه نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای کشککی رانی حین راه‌رفتن بود. مقادیر اوج نیروی داخلی-خارجی درهنگام تماس پاشنه پا در پس‌آزمون بیشتر از پیش‌آزمون بود. مقادیر اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام جدا شدن پا از زمین در پیش‌آزمون بیشتر از پس‌آزمون بود همچنین دو گروه تحریک فراجمجمه‌ای و تن آرامی و تنفس آگاهی در مقایسه با گروه کنترل کمتر بودند. مقادیر اوج نیروی قدامی-خلفی در هنگام جدا شدن پا از زمین در پس‌آزمون بیشتر از پیش‌آزمون بود به علاوه دو گروه تحریک فراجمجمه‌ای و تن آرامی و تنفس آگاهی نسبت به گروه کنترل بیشتر بودند. مقادیر اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در حین جدا شدن پا از زمین در پس‌آزمون بیشتر از پیش‌آزمون بود همچنین دو گروه تحریک فراجمجمه‌ای و تن آرامی و تنفس آگاهی در مقایسه با گروه کنترل بیشتر بودند.

مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی در هنگام برخورد پاشنه پا با زمین در پیش‌آزمون بیشتر از پس‌آزمون بود. مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی-خارجی در دو گروه تحریک فراجمجمه‌ای و تن آرامی و تنفس آگاهی نسبت به گروه کنترل کمتر بودند. زمان رسیدن به اوج نیروی قدامی-خلفی در حین جدا شدن پا در پیش‌آزمون کمتر از پس‌آزمون بود. همچنین مقادیر زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین حین تماس پا و جدا شدن پا از زمین در پس‌آزمون بیشتر از پیش‌آزمون بود. مقایسه جفتی نشان داد اوج نیروی عمودی در حین تماس پاشنه پا با زمین در پس‌آزمون گروه تحریک فراجمجمه‌ای در مقایسه با گروه کنترل بیشتر بود. همچنین مقایسه جفتی نشان داد اوج نیروی عمودی در حین تماس پاشنه پا با زمین در پس‌آزمون گروه تن آرامی و تنفس آگاهی در مقایسه با گروه کنترل بیشتر بود. همچنین مقایسه جفتی نشان داد نرخ بارگذاری در پیش‌آزمون گروه تحریک فراجمجمه‌ای در مقایسه با گروه کنترل کمتر بود.

اوج نیروی عمودی در هنگام جدا شدن پاشنه پا از زمین در پس‌آزمون دو گروه مداخله بیشتر بود که همانطور که مسیه و همکاران گزارش کرده‌اند این می‌تواند برای جلوگیری از درد باشد (۲۴) که با تحقیق ما همسو است. شتاب بدن در مرحله هل دادن خلاف شتاب جاذبه زمین بوده و کنترل اوج دوم نیروی عکس‌العمل عمودی و شتاب بخشیدن به بدن بر عهده عضلات پلانتار فلکسور مچ پا (دوقلو و نعلی) و عضلات اکستنسور زانو (پهن داخلی، میانی و خارجی) می‌باشد (۲۵، ۲۶). بالابودن اوج دوم نیروی عکس‌العمل عمودی در پس‌آزمون دو گروه مداخله در مقایسه پیش‌آزمون خود می‌تواند به دلیل ارتباط عملکرد عضلات پلانتار فلکسور با سرعت راه‌رفتن و بهبود حاصل شده در عملکرد این عضلات تحت تأثیر تمرینات ادراکی-حرکتی باشد که با تحقیق شریف مرادی همسو می‌باشد (۲۷). ازآنجایی‌که بیماران مبتلا به درد کشککی رانی عمدتاً از درد در حین فعالیت‌های عملکردی که نیاز به فعالیت شدید عضلات چهارسرران دارند، مانند دویدن، راه رفتن سریع (۲۸) و بالا رفتن از پله‌ها (۲۹) شکایت دارند، تأثیر درد در سرعت راه‌رفتن طبیعی ممکن است محدود باشد. تأثیر درد باید در طول کارهای بسیار سخت باشد، بیشتر بررسی شود.

عملکرد اجرایی در واقع گروهی از مهارت‌هایی است که فرد را در تمرکز به جریان‌های چندگانه اطلاعات که در یک زمان به وی می‌رسد و در صورت لزوم به تجدیدنظر در برنامه‌اش کمک می‌کند. پژوهش‌ها نشان داده‌اند اختلال در کارکردهای اجرایی می‌تواند عملکرد روزانه فرد را مختل نماید (۲۹). ارتقا این کارکردها از اهداف پژوهش‌های کاربردی است که در پژوهش حاضر نیز سعی شد با استفاده از تحریک الکتریکی فراجمجمه‌ای مغز به کمک جریان الکتریکی مستقیم (TDCS) و تن آرامی و تنفس آگاهانه بر اجرای راه رفتن افراد دارای درد کشککی رانی مورد آزمون قرار گیرد. بنابه تحقیقات گذشته تحریک الکترود آند باعث تغییرات پتانسل غشای نورون و افزایش سروتونین و تحریک کات شده و گلوتامات و گابا را کاهش می‌دهد (۳۰). تحریک الکتریکی ۲۰ دقیقه‌ای باعث تحریک عصب‌های دو پامینرژیک می‌شود و بازداری پاسخ را بهبود می‌بخشد (۳۱). طبق نتایج این پژوهش که باهدف تعیین اثر خالص دو تکنیک تحریک فراجمجمه‌ای قشر حرکتی اولیه (M1) و تن آرامی و تنفس آگاهی مبتنی بر ذهن آگاهی (MBMR) انجام گرفته است هر دو مداخله به کار گرفته شده در اثر عامل زمان معنادار بوده‌اند. این پژوهش همراستا با نظر کنرلی بود که TDCS را در درمانی امیدوار کننده برای افراد دیابتی می‌دادند که دارای اختلال خواب هستند (۳۲). علاوه به راین محققان گزارش نموده‌اند که ورزش مزایای بسیاری دارد ازجمله می‌توان به بهبود قدرت، انعطاف‌پذیری، زمان عکس‌العمل، راه‌رفتن و کنترل قامت اشاره کرد (۳۳) و به دنبال آن برنامه‌های تمرینی که باعث افزایش دامنه حرکتی اکستنشن ران می‌شود، سرعت راه رفتن و طول گام را افزایش می‌دهد (۳۴).

در الگوی راه‌رفتن پاشنه-پنجه، چرخه راه‌رفتن شامل مراحل اتکا و تاب دادن است. تناوب‌های اتکای یک طرفه (یک پا روی زمین است) با یک مرحله حمایت دوگانه از هم جدا می‌شود (۳۵). متغیر مؤلفه داخلی-خارجی نشان‌دهنده میزان نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی است و افزایش آن با افزایش سوپینیشن پا در ارتباط است (۳۶) با توجه به این که طی راه‌رفتن در گروه تن

آرامی و تنفس آگاهی این متغیر دچار افزایش شده است بنابراین مقادیر سوپینیشن پا احتمالاً دچار افزایش خواهد شد که این امر می‌تواند منجر به بهبود عملکرد مفصل مچ پا طی هول دادن شود.

در ارزیابی بیومکانیک راه‌رفتن انسان، مقدار مدت‌زمان رسیدن تا اوج نیروی عکس‌العمل زمین شاخص پایاتر و قابل اتکاتری نسبت به مقدار اندازه نیروی عکس‌العمل زمین است (۳۷). در پژوهش حاضر، زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین طی فاز تماس پاشنه و هل داد در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون افزایش معناداری داشت. افزایش زمان رسیدن به اوج نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به معنی تعدیل نیروی وارد شده بر اندام تحتانی و در نتیجه کاهش بروز آسیب در آن‌ها می‌باشد (۳۷، ۳۸). در زمان رسیدن به حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، انقباضات برون‌گرای عضلات اکستنسور زانو (پهن داخلی، میانی و خارجی) و عضلات پلانتار فلکسور مچ پا (دوقلو و نعلی) به‌عنوان جذب کننده‌های شوک، افزایش می‌یابد (۳۹). دو فاکتور اصلی در محاسبه نرخ بارگذاری شامل حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به آن نیرو می‌باشد. اگر میزان نیروی عکس‌العمل زمین زیاد باشد و زمان رسیدن به آن نیز زیاد باشد نرخ بارگذاری افزایش پیدا نمی‌کند ولی اگر این زمان کاهش یابد باعث افزایش نرخ بارگذاری می‌شود (۳۹). افزایش مقدار نرخ بارگذاری با خطر استرس فراکچر، التهاب غلاف کف پا، درد کشککی‌رانی در ارتباط است (۴۰). اما در پژوهش فوق اختلاف معناداری در این متغیر گزارش نشد که با تحقیقات دالوندپور و زارعی، فرجاد و صادقی، نوری نصب و همکاران همسو بود (۴۳-۴۱). لحظه برخورد پاشنه پا در مؤلفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده این مسئله است که چقدر در راستای عمودی بر پاشنه پا هنگام برخورد با زمین نیرو وارد می‌شود و مدت‌زمان رسیدن به این اوج به‌عنوان زمان رسیدن به اوج اول شناخته می‌شود. بنابراین با توجه به نتایج این پژوهش می‌تواند اذعان نمود که با افزایش معنادار در زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و معنادار نبودن اختلاف اوج نیرو در این راستا در پس‌آزمون گروه تن آرامی و تنفس آگاهانه می‌تواند گفت احتمالاً این مداخله با افزایش کنترل فرد در راه‌رفتن می‌تواند در جلوگیری از آسیب مؤثر باشد (۴۴).

اوریشیمو و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند دامنه حرکتی مفصل زانو بازسازی شده افراد بیمار هنگام فرود نسبت به زانوی سالم حدود ۱۸٪ کاهش داشته است (۵۸). بیماران افراد دارای عارضه زانوی پرانتزی تمایل دارند در طی اجرای تکالیف حرکتی، دامنه حرکتی مفصل زانو را کاهش دهند (۵۹). افراد دارای آسیب در زانو هنگام اجرای تکالیف حرکتی، یک جابجایی درکنترل مکانیکی از صفحه ساجیتال به صفحه‌های فرونتال یا افقی انجام می‌دهند تا تغییر در مکانیک‌های زانو را جبران کنند (۶۰). بنابراین تغییرات ایجاد شده در مقادیر اوج نیرو عکس‌العمل زمین در دو راستای داخلی خارجی و قدامی خلفی می‌تواند مکانیسم‌ها جبرانی در افراد دارای درد کشککی رانی باشد تا احتمال آسیب را در این افراد کمتر نماید که نتایج پژوهش فوق همراستا می‌باشد. که با نتایج هیت، لفارت و روزی (۴۵) و کالاقان و همکاران (۴۶) نیز همسو می‌باشد. تخریب مفصل پاتلوفمورال در بیشتر بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو دیده می‌شود، که این امر را می‌توان ناشی از راستای غیر طبیعی کشکک دانست و باعث افزایش فشار بر روی فاست خارجی می‌شود (۴۶). بنابراین به نظر می‌رسد مداخلات TDCS می‌تواند بهبود حرکت کشکک، بهبود مکانیسم عملکرد عضله چهار سر رانی و کاهش Stress و Strain بر به افت‌های نرم اطراف مفصل همراه با افزایش جریان خون منجر به افزایش اوج فشار شده است (۴۷).

تشکر و قدردانی

از تمامی کسانی که در این تحقیق ما را یاری نموده‌اند متشکریم.

References:

1. Glaviano NR, Kew M, Hart JM, Saliba S. Demographic and epidemiological trends in patellofemoral pain. Int J Sports Phys Ther 2015;10(3):281.
2. Bolgla LA, Malone TR, Umberger BR, Uhl TL. Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. J Orthop Sports Phys Ther 2008;38(1):12-8.
3. Nascimento LR, Teixeira-Salmela LF, Souza RB, Resende RA. Hip and knee strengthening is more effective than knee strengthening alone for reducing pain and improving activity in individuals with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. J Orthop Sports Phys Ther 2018;48(1):19-31.
4. de Oliveira Silva D, Barton CJ, Pazzinatto MF, Briani RV, de Azevedo FM. Proximal mechanics during stair ascent are more discriminate of females

with patellofemoral pain than distal mechanics. Clin Biomech 2016;35:56-61.

5. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. J Biomech 2010;43(9):1794-8.
6. Sacco K, Galetto V, Dimitri D, Geda E, Perotti F, Zettin M, et al. Concomitant use of transcranial direct current stimulation and computer-assisted training for the rehabilitation of attention in traumatic brain injured patients: behavioral and neuroimaging results. Front Behav Neurosci 2016;10:57.
7. Lafon B, Rahman A, Bikson M, Parra LC. Direct current stimulation alters neuronal input/output function. Brain Stimul 2017;10(1):36-45.
8. Eldaief MC, Press DZ, Pascual-Leone A. Transcranial magnetic stimulation in neurology: a review of established and prospective applications. Neur Clin Prac 2013;3(6):519-26.
9. Tanaka S, Hanakawa T, Honda M, Watanabe K. Enhancement of pinch force in the lower leg by anodal transcranial direct current stimulation. Exp Brain Res 2009;196(3):459-65.
10. Nonnekes J, Arrogi A, Munneke MA, van Asseldonk EH, Oude Nijhuis LB, Geurts AC, et al. Subcortical structures in humans can be facilitated by transcranial direct current stimulation. PLoS One 2014;9(9):e107731.
11. Benninger DH, Berman B, Houdayer E, Pal N, Luckenbaugh D, Schneider L, et al. Intermittent theta-burst transcranial magnetic stimulation for treatment of Parkinson disease. Neurology 2011;76(7):601-9.
12. Aminaka N, Gribble PA. Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics, and dynamic postural control. J Athl Train 2008;43(1):21-8.
13. Smith TO, Davies L, Donell ST. The reliability and validity of assessing medio-lateral patellar position: a systematic review. Man Ther 2009;14(4):355-62.
14. Toulotte C, Thevenon A, Fabre C. Effects of training and detraining on the static and dynamic balance in elderly fallers and non-fallers: a pilot study. Disabil Rehabil 2006;28(2):125-33.
15. Miller J, Westrick R, Diebal A, Marks C, Gerber JP. Immediate effects of lumbopelvic manipulation and lateral gluteal kinesio taping on unilateral patellofemoral pain syndrome: a pilot study. Sports Health 2013;5(3):214-9.
16. Peeler J, Ripat J. The effect of low-load exercise on joint pain, function, and activities of daily living in patients with knee osteoarthritis. Knee 2018;25(1):135-45.
17. Song C-Y, Lin J-J, Chang AH. Effects of femoral rotational taping on dynamic postural stability in female patients with patellofemoral pain. Clin J Sport Med 2017;27(5):438-43.
18. Ebrahimi AA, Dehghani TM, Khoshraftare YN, Dehghani TV. The effects of patellar taping on dynamic balance and reduction of pain in athletic women with patellofemoral pain syndrome (PFPS). SSU J 2012;20(3):332-9.
19. Negahban H, Etemadi M, Naghibi S, Emrani A, Yazdi MJS, Salehi R, et al. The effects of muscle fatigue on dynamic standing balance in people with and without patellofemoral pain syndrome. Gait Posture 2013;37(3):336-9.
20. Aghapour E, Kamali F, Sinaei E. Effects of Kinesio Taping® on knee function and pain in athletes with patellofemoral pain syndrome. J Bodyw Mov Ther 2017;21(4):835-9.
21. Mohammadi R, Alipour A, Hajihaji K. Synergistic Effect of Mindful Breath awareness and Muscle Relaxation (MBMR) and Cranio-Electro Stimulation (CES) on Improving Sleep Quality in Patients with Type 2 Diabetes. Neuropsychology 2021;7(1):85-102.

22. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJJHms. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. Hum Mov Sci 2012;31(1):182-9.
23. Robertson GE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics: Human kinetics; 2013.
24. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. Med Sci Sports Exerc 2013;45(6):1120-4.
25. Kepple TM, Siegel KL, Stanhope SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. Gait Posture 1997;6(1):1-8.
26. Schizas C, Kramers-de Quervain I, Stüssi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic scoliosis using vertical forces measurement only. Eur Spine J 1998;7:95-8.
27. Sharifmoradi K, Farahpour N, Bahram A, Karimi MT, Mazdeh M. An assessment of gait spatiotemporal and ground reaction force characteristics of patients with Parkinson compared with normal elderly. J Res Rehab Sci 2015;10(5):676-86.
28. Noehren B, Sanchez Z, Cunningham T, McKeon PO. The effect of pain on hip and knee kinematics during running in females with chronic patellofemoral pain. Gait Posture 2012;36(3):596-9.
29. Zaffagnini S, Dejour D, Arendt EA. Patellofemoral pain, instability, and arthritis: Springer; 2010.
30. Best JR, Miller PH, Jones LL. Executive functions after age 5: Changes and correlates. Dev Rev 2009;29(3):180-200.
31. Bogdanov M. Shifting the balance: Understanding the causal contribution of the lateral prefrontal cortex to flexible cognition under stress and no-stress: Staats-und Universitätsbibliothek Hamburg Carl von Ossietzky; 2017.
32. Kennerly RC. Changes in quantitative EEG and low resolution tomography following cranial electrotherapy stimulation. 2006.
33. Seguin R, Nelson ME. The benefits of strength training for older adults. Am J Prev Med 2003;25(3):141-9.
34. Zhuang J, Huang L, Wu Y, Zhang Y. The effectiveness of a combined exercise intervention on physical fitness factors related to falls in community-dwelling older adults. Clin Interv Aging 2014:131-40.
35. Van Oeveren BT, de Ruiter CJ, Beek PJ, van Dieën JH. The biomechanics of running and running styles: a synthesis. Sports Biomech 2021:1-39.
36. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol 2018;39:35-41.
37. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. Hum Mov Sci 2012;31(1):182-9.
38. Kelly A, O'Mara S. Aerobic exercise improves hippocampal function and increases BDNF in the serum of young adult males. 2011.
39. Jalalvand A, Hosseini Y, Amini A. A comparative study of ground reaction forces, loading rate and impulse during single leg drop landing in Recurrent Low back Pain Population. Anesthesiol Pain 2018;8(4):46-60.
40. Gruber A, Warne J, Hamill J. Isolated effects of footwear structure and cushioning on running mechanics in habitual mid/forefoot runners. Sports Biomech 2022:1-20.
41. Norinasab S, Jafarnezhadgero A, Siahkouhian M, Valizadehorang A. The Effect of Using Brace in Three Different Knee Flexion Angles on Frequency of Muscular Activity During Running in People

With Genu Varus. Sci J Rehab Med 2022;10(6):1168-81.

42. Pezeshk AF, Sadeghi H. Review Paper Interaction Between Surface Stiffness and Lower Limb Stiffness and its Effects on the Performance and Injury. Sci J Rehab Med 2022;11(2):180-93.
43. Dalvandpour N, Zarei M. The effect of acute focus of attention instructions on ACL injury prevention. Sci J Rehab Med 2022.
44. Jafarnezhadgero AA, Oliveira AS, Mousavi SH, Madadi-Shad M. Combining valgus knee brace and lateral foot wedges reduces external forces and moments in osteoarthritis patients. Gait Posture 2018;59:104-10.
45. Raymond J, Nicholson LL, Hiller CE, Refshauge KM. The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: a systematic review and meta-analysis. J Sci Med Sport 2012;15(5):386-92.
46. Callaghan MJ, Selfe J, McHenry A, Oldham JA. Effects of patellar taping on knee joint proprioception in patients with patellofemoral pain syndrome. Man Ther 2008;13(3):192-9.
47. Williams S, Whatman C, Hume PA, Sheerin K. Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries. Sports Med 2012;42(2):153-64.

Original Article

COMPARISON OF THE EFFECT OF TRANSCRANIAL STIMULATION OF PRIMARY MOTOR CORTEX (M1) AND RELAXATION TONE AND MINDFULNESS-BASED BREATHING (MBMR) ON GROUND REACTION FORCE OF LOWER LIMB DURING WALKING IN SUBJECTS WITH PATELLOFEMORAL PAIN

Hamed Mohmadi[1], Mohsen Barghmadi[2], Roghaye Mohamadi[3]

Received: 16 September, 2022; Accepted: 07 February, 2023

Abstract

***Background & Aims*:** Patellofemoral pain syndrome is a term used to describe pain that originates in the patellofemoral joint or the soft tissues surrouning it. This study compared the effects of relaxation tones and mindfulness-based breathing on the magnitude of the ground reaction force experienced by patellar femoris patients while walking to those of transcranial stimulation of the primary motor cortex.
***Materials & Methods*:** Thirty men with patellofemoral pain participated in this semi-experimental study. With the aid of a force plate device, ground reaction force variables were assessed before and after transcranial stimulation, relaxation, and mindfulness-based breathing. The data were statistically analyzed using a two-way analysis of variance with a significance level of 0.05.
***Results*:** The results showed that the effect of the time factor was statistically significant on the peak internal-external force during heel contact (P=0.049), when the foot leaves the ground (P=0.001), the peak anterior-posterior force during heel separation from the ground (P=0.044), and the peak vertical ground reaction force during heel separation from the ground (P=0.011). The effect of the time factor was statistically significant on peak internal-external forces during heel contact (P=0.004), peak anterior-posterior forces when the foot leaves the ground (P=0.017), peak vertical forces during heel contact with the ground (P=0.009), and peak vertical forces during foot separation from the ground (P=0.047).
***Conclusion*:** Based on the findings, it can be inferred that transcranial stimulation of the primary motor cortex, as well as body relaxation and mindfulness-based breathing awareness may be effective in reducing patellofemoral pain.
***Keywords*:** Ground Reaction Force, Patellofemoral Pain, Relaxed Tone, Transcranial Stimulation

Address: Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran
Tel: +984531505652
Email: Barghamadi@uma.ac.ir

SOURCE: STUD MED SCI 2022: 33(7): 552 ISSN: 2717-008X

Copyright © 2022 Studies in Medical Sciences
This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute the material just in noncommercial usages, as long as the original work is properly cited.

[1] Master's student in sports biomechanics, Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran
[2] Associate Professor of Sports Biomechanics, Department of Physical Education and Sports Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran, (Corresponding Author)
[3] Assistant Professor, Sports Movement Behavior, Department of Physical Education and Sports Sciences, Payam Noor Bonab University, Bonab, Iran