Journal of Anesthesiology and Pain Summer 2020, Vol 11, NO 2

Immediate effect of Mulligan knee taping on pain, knee dynamic valgus, and landing kinetic in physically active female with patellofemoral pain

Malihe Hadadnezhad[1*], Samane Zarea[2], Zahra Sadeghi Amro[2]

1. *Assistant professor, Department of Biomechanics and Sport Injuries, University of kharazmi,Tehran, Iran*
2. *MA student, corrective exercise and sport injury, University of kharazmi, Iran, Tehran.*

ABSTRACT

Aims and background: Inappropriate kinetic and kinematic are considered as effective factors in knee injuries especially patellofemoral pain. The aim of this study was to investigate the immediate effect of Mulligan taping on knee dynamic valgus, maximum knee flexion angle, the maximum ground reaction force, time to stabilization and pain in physically active female with patellofemoral pain and dynamic knee valgus.

Materials and methods: Fifteen physically active female with patellofemoral pain and dynamic knee valgus was selected purposefully. Before and after Mulligan taping, dynamic knee valgus and flexion in single leg landing and squatting were measured using a two-dimensional video-based method, pain with visual analogue scale and maximum ground reaction force and time to stabiliz during the single leg landing on the force plate were assessed. Dependent t-test was used to statistical analysis ($\alpha \leq 0.05$).

Findings: The results of dependent t-test showed that the pain ($p=0.041$, 24.4% reduction), dynamic knee valgus was significantly decreased during single-leg squatting ($p=0.001$, 58.2% reduction), and landing ($p=0.001$, 42.9% reduction), and time to stabilization ($p=0.033$, 64.7% reduction) after taping. However, the maximum knee flexion angle ($p=0.518$), and the maximum ground reaction force($p=0.267$) did not show a significant difference.

Conclusion: The results of this study revealed that Mulligan corrective taping can reduce knee dynamic valgus angle, time to stabilization and pain. Therefore, this method of taping recommended due to modify the related and exacerbating factors of patellofemoral pain and pain reduction in active female with this disorder and dynamic valgus.

Keywords: dynamic knee valgus, kinetic, kinematic, taping, pain, patellofemoral

Please cite this paper as:

Hadadnezhad M, Zarea S, Sadeghi Amro Z[Immediate effect of Mulligan knee taping on pain, knee dynamic valgus, and landing kinetic in physically active female with patellofemoral pain(Persian)]. J Anesth Pain 2020;11(2):14-25.

Corresponding Author: Malihe Hadadnezhad, Assistant professor, Department of Biomechanics and Sport Injuries, University of kharazmi,Tehran, Iran.

Email: m.hadadnezhad@yahoo.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

فصلنامه علمی پژوهشی بیهوشی و درد، دوره ۱۱، شماره ۲، تابستان ۱۳۹۹

تاثیر کوتاه مدت تیپینگ مولیگان زانو بر درد، زاویه والگوس داینامیک زانو و کینتیک فرود در زنان فعال دارای درد پتلوفمورال

ملیحه حدادنژاد*[۱]، سمانه زارع[۲]، زهرا صادقی عمرو[۲]

۱. استادیار، دانشگاه خوارزمی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، تهران، ایران
۲. دانشجوی حرکات اصلاحی، دانشگاه خوارزمی، گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۵/۳۰ تاریخ بازبینی: ۱۳۹۸/۱۱/۲۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۱۲/۸

چکیده

زمینـــه و هـــدف: کینتیـک و کینماتیـک نامطلـوب از عوامـل اثرگـذار بـر آسـیب‌های زانـو بویـژه درد پتلوفمـورال محسـوب می‌شـوند. هـدف تحقیـق حاضـر بررسـی تاثیـر کوتـاه مـدت تیپینـگ مولیـگان زانـو بـر زاویـه والگـوس داینامیـک زانـو، حداکثـر زاویه فلکشـن زانـو و حداکثـر نیروی عکس‌العمـل زمیـن، زمـان رسـیدن بـه پایـداری و درد زنـان فعـال دارای درد پتلوفمـورال و والگـوس داینامیـک می‌باشـد.

مـــواد و روش‌هـــا: ۱۵ زن فعـال دارای درد پتلوفمـورال و والگـوس دینامیـک بـا میانگیـن سـن ۱/۹±۲۵/۰سـال به‌صـورت هدفمنـد انتخـاب شـدند. قبـل و پـس از انجـام تیپینـگ مولیـگان زانـو، زاویـه فلکشـن و والگـوس داینامیـک زانـو حیـن فـرود و اسـکات تـک پـا بـا اسـتفاده از روش تصویـر بـرداری دوبعـدی، درد بـا مقیـاس بصـری درد، حداکثـر نیـروی عکـس العمـل زمیـن و زمـان رسـیدن بـه پایـداری در فـرود روی یـک پـا بـا صفحـه نیـرو، سـنجیده شـد. بـرای تجزیـه و تحلیـل داده‌هـا از آزمـون تـی وابسـته اسـتفاده شـد.

یافته‌هـــا: نتایـج نشـان داد پـس از اعمـال تیپینـگ مولیـگان درد (۲۴/۴ ٪ کاهـش،P=۰/۰۴۱)، زاویـه والگـوس زانـو در اسـکات (۵۸/۲ ٪ کاهـش، P=۰۰۱) و فـرود تـک پـا(۴۲/۹ ٪ کاهـش، P=۰/۰۰۱) و نیـز زمـان رسـیدن بـه پایـداری (۶۴/۷ ٪ کاهـش، P=۰/۰۳۳) کاهـش معنـی‌داری داشـتند. بـا ایـن حـال حداکثـر زاویـه فلکشـن زانـو (P=۰/۵۱۸) و حداکثـر نیـروی عکـس العمـل (P=۰/۲۶۷) تغییـرات معنـی‌داری نشـان نـداد.

نتیجه‌گیـــری: نتایـج مطالعـه حاضـر نشـان داد کـه انجـام تیپینـگ اصلاحـی مولیـگان می‌توانـد زاویـه والگـوس داینامیـک زانـو و زمـان رسـیدن بـه پایـداری و درد را کاهـش دهـد. لـذا اسـتفاده از روش تیپینـگ مولیـگان بـه دلیـل تعدیـل عوامـل مرتبـط و تشـدید کننـده درد پتلوفمـورال و کاهـش درد در زنـان فعـال دارای ایـن اختـلال و والگـوس داینامیـک پیشـنهاد می‌شـود.

واژه‌های کلیدی: والگوس داینامیک زانو، کینتیک، تیپینگ مولیگان، درد، پتلوفمورال

مقدمه

الگـوی حرکتـی نادرسـت انـدام تحتانـی بـه عنـوان یـک عامـل خطـر بـرای سـندرم درد پتلوفمـورال و آسـیب‌های غیرتماسـی ربـاط متقاطـع قدامـی گـزارش شـده اسـت[۱]. مکانیـک

نویسنده مسئول: ملیحه حداد نژاد، استادیار، دانشگاه خوارزمی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، تهران، ایران
پست الکترونیک: m.hadadnezhad@yahoo.com

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

غیرطبیعی زانو و ران با شماری از آسیب‌های مرتبط با دویدن همراه است. این آسیب‌ها شامل: شکستگی‌های فشاری تیبیا، سندرم ایلیوتیبیال باند و سندرم درد پتلوفمورال است. به طور خاص سندرم درد پتلوفمورال با ادداکشن بیش از حد ران، چرخش داخلی ران و چرخش خارجی تیبیا حین دویدن مرتبط است[۲]. نظریه‌های پذیرفته شده در مورد علت درد پتلا فمورال نشان می‌دهد که علائم در نتیجه استرس بیش از حد روی مفصل پتلوفمورال به علت غیرطبیعی بودن مسیر پتلا ایجاد می‌شود[۳]. ضعف عضلانی میتواند با تغییر در راستای اندام تحتانی و طرز قرارگیری پتلا، سبب افزایش نیروهای وارد شده بر مفصل پتلوفمورال شده و این مسئله آنها را مستعد آسیب بیشتر می‌کند[۴]. پاورز و همکاران (۲۰۰۳) گزارش کردند که اختلال در کنترل عضلانی مفصل ران میتواند ادداکشن ران و چرخش به داخل را افزایش و در نتیجه، منجر به افزایش زاویه کوادری سپس در طول حرکات پویا یا والگوس دینامیک شود[۵].

عوامل زیادی با والگوس دینامیک زانو مرتبط می‌باشند. یکی از این عوامل کاهش دورسی فلکشن مچ پا است. هرچه دامنه دورسی فلکشن کمتر باشد دامنه والگوس دینامیک زانو بیشتر می‌شود[۱]. موضوع مرتبط دیگر با والگوس دینامیک، جنسیت و اندازه زاویه کوادری سپس می‌باشد. تفاوت‌های اسکلتی بین زنان و مردان مثل نسبت طول فمور به عرض ران تصور می‌شود به والگوس بیش از حد زانو کمک کنند[۶]. یکی از راه‌های تشخیص والگوس دینامیک زانو انجام آزمون اسکات تک پا و یا اندازه‌گیری والگوس حین فرود می‌باشد. آزمون اسکات تک پا نمونه‌ای از آزمون‌های عملکردی است. عملکرد صحیح اسکات تک پا می‌تواند نشانه عملکرد مناسب اندام تحتانی باشد. بخش مهمی از سنجش عملکرد در اسکات تک پا بررسی کنترل حرکات زانو است که به عنوان جابجایی زانو یا والگوس دینامیک شناخته شده است[۷]. این آزمون بدون نیاز به تجهیزات اضافی با آنالیز دو بعدی حداکثر فلکشن زانو، فاصله زانو، مچ پا و اداکشن ران را به خوبی نشان می‌دهد و به طور قابل اعتمادی والگوس دینامیک زانو را پیش‌بینی می‌کند[۸]. مطالعات گذشته نشان داده‌اند که کاهش ظرفیت جذب نیرو حین فرود یکی از عوامل مرتبط با آسیب زانو می‌باشد. مطالعات اخیر فرود با راستای والگوس را راستای ضعیف دینامیک زانو معرفی کردند که منجر به افزایش مومنت ابداکشن و اکستنشن زانو و در نتیجه آسیب‌دیدگی می‌شود[۹]. مداخلات درمانی رایج برای اصلاح این الگوهای حرکتی دارای نقص اغلب شامل تقویت عضلات مرتبط اندام تحتانی است که در مدت زمان طولانی قابل انجام و دارای اثرات ماندگار می‌باشد[۱۰]. علاوه بر تقویت عضلات از جمله روش‌هایی که به وسیله آن میتوان حرکات ناخواسته اسکلتی را محدود کرد، استفاده از انواع بریس‌ها و تیپ‌ها می‌باشد[۱۱-۱۳].

اگرچه تقویت عضلات بهترین و ماندگارترین روش جهت درمان سندرم درد پتلوفمورال است، لیکن هر مداخله‌ای که بتواند درد را کاهش داده و تاثیر مهاری رفلکسی درد را بر قدرت عضلات کاهش دهد و کمک به بازگشت قدرت عضلات بوسیله تمرینات مقاومتی کند می‌تواند مفید باشد. تیپینگ یکی از مداخلات درمانی کاربردی و یک تکنیک اصلاحی برای بیماران دارای والگوس دینامیک می‌باشد. در اکثر مطالعات از کینزیوتیپ به منظور بهبود عملکرد، پایداری و افزایش حس عمقی استفاده شده است. کینزیوتیپ در جهت بهبود انقباض عضلات و تولید نیروی آنها در افراد دارای والگوس دینامیک مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین نشان داده شده است که با استفاده از کینزیوتیپ می‌توان نقاط درد عصبی را تحت تاثیر قرار داد که می‌تواند منجر به کاهش درد شود. مطالعات دیگر شواهدی در مورد تاثیر بر حس عمقی را مطرح کرده است که تحرک مفصل بعد از درمان با کینزیوتیپ بهبود یافته است. در مطالعات پیشین اغلب عضله گلوتئوس مدیوس جهت بهبود انقباض در افراد دارای والگوس مورد هدف بوده است[۱۲]. علاوه بر استفاده از کینزیوتیپ، استفاده از تیپ‌های غیرالاستیک نیز جهت اصلاح راستای زانو پیشنهاد شده است بصورتی که انجام تیپینگ به کنترل چرخش داخلی فمور و

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

چرخش خارجی تیبیا کمک کند[۱۱،۱۳].

با توجه به وجود مطالعات فراوان در زمینه ارتباط چرخش داخلی ران و خارجی تیبیا با سندرم درد پتلوفمورال هر عاملی که بتواند این چرخش‌ها را محدود کند مفید می‌باشد لیکن استفاده از تیپینگ غیر الاستیک مولیگان با هدف کنترل این چرخش‌ها در مطالعات بسیار محدود می‌باشند. از این رو هدف تحقیق حاضر بررسی تاثیرکوتاه مدت تیپینگ مولیگان زانو بر زاویه والگوس داینامیک زانو؛ کینتیک فرود و درد در زنان فعال دارای سندرم درد پتلوفمورال و والگوس داینامیک می‌باشد.

مواد و روش‌ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی، با طرح پیش آزمون و پس آزمون و کاربردی بود. جامعه آماری این پژوهش شامل زنان ۲۰ تا ۳۰ سال فعال دارای سندرم درد پتلوفمورال و والگوس داینامیک بود. نمونه آماری شامل ۱۵ زن (استفاده از نرم افزار جی پاور و مطالعات گذشته) مبتلا به والگوس دینامیک زانو بود که با توجه به معیارهای ورود و خروج بصورت هدفمند انتخاب شدند. همچنین این طرح در کمیته بیومکانیک و آسیب شناسی دانشگاه خوارزمی با شماره DBSI.32.07012019 مورد تایید قرار گرفت. پس از تکمیل فرم جمع‌آوری اطلاعات افرادی که دارای شرایط اولیه ورود به تحقیق بودند پس از اطمینان از رعایت اخلاق در پژوهش و اخذ فرم رضایت‌نامه کتبی، مراحل انجام پژوهش برای آزمودنی‌ها شرح داده و اعلام شد که درصورت عدم تمایل به ادامه همکاری می‌توانند در هر مرحله از تحقیق خارج شوند. سپس از افراد خواسته شد برای انجام بررسی‌های اولیه در ساعات مشخص شده به آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی مراجعه کنند. معیارهای ورود به مطالعه شامل فعال بودن، شاخص توده بدنی نرمال [۲۰-۲۵]، درد پتلوفمورال (درد بین سه تا شش در مقیاس بصری درد) با تشخیص پزشک متخصص و وجود درد با شروع تدریجی و بدون علت مشخص در اطراف یا پشت پتلای زانوی غالب به مدت هشت هفته که با دو مورد از موارد (بالا رفتن از پله، دویدن، پریدن، نشستن و زانو زدن طولانی مدت، اسکات و نگه داشتن انقباض ایزومتریک در عضله کوادری سپس) تشدید شود و والگوس داینامیک بیش از ۱۰ درجه (با استفاده از روش تصویربرداری در اسکات تک پا) [۱۴] و معیارهای خروج شامل وجود سابقه آسیب‌های لیگامانی و مینیسک در دو سال گذشته، سابقه جراحی مفصل زانو و مچ پا، وجود هرگونه اختلال و ناهنجاری‌های عضلانی اسکلتی (کف پای صاف، زانوی ضربدری و پرانتزی، قابل تشخیص با ارزیابی بصری) و سابقه کمردرد بود [۱۵].

پس از انتخاب آزمودنی‌ها مراحل انجام کار روی دستگاه صفحه نیرو برای آنها شرح داده شد. آزمون‌ها شامل اسکات تک پا همراه با تصویر برداری و فرود از روی سکو بر روی صفحه نیرو بود. هر آزمون سه مرتبه تکرار شد و میانگین سه اجرا برای تحلیل نهایی استفاده شد. همچنین قبل از آزمون، آزمودنی‌ها برای انجام صحیح آزمون‌ها آموزش داده شدند و محققین در تمامی مراحل حضور داشتند.

ارزیابی والگوس داینامیک زانو

برای ارزیابی زاویه والگوس زانو از روش تصویر برداری دوبعدی با استفاده از دوربین دیجیتال مدل Canon7DII ساخت ژاپن استفاده شد. جهت انجام تصویربرداری هفت نشانگر به برجستگی ستیغ ایلیاک، تروکانتربزرگ، سطح فوقانی و خارجی زانو، کشکک، سرتیبیا، قوزک خارجی و نقطه وسط اتصال دو قوزک پا متصل شد. سپس برای آزمون اسکات تک پا آزمودنی‌ها در وضعیت ایستاده، راحت بدون کفش و جوراب قرار گرفتند. پاها به اندازه عرض شانه‌ها از هم باز بود، دست‌ها به کمر، گردن در حالت طبیعی و چشم‌ها مستقیم و رو به رو قرار گرفتند. در ادامه از افراد خواسته شد در طی ۵ ثانیه با سرعت یکنواخت حرکت اسکات تک پا را تا ۴۵ درجه فلکشن زانو انجام دهند. زاویه فلکشن زانو با گونیامتر استاندارد چک می‌شد. برای یکنواخت کردن حرکت، آزمودنی با شماره یک شمارشگر حرکت را آغاز، با شماره ۳

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

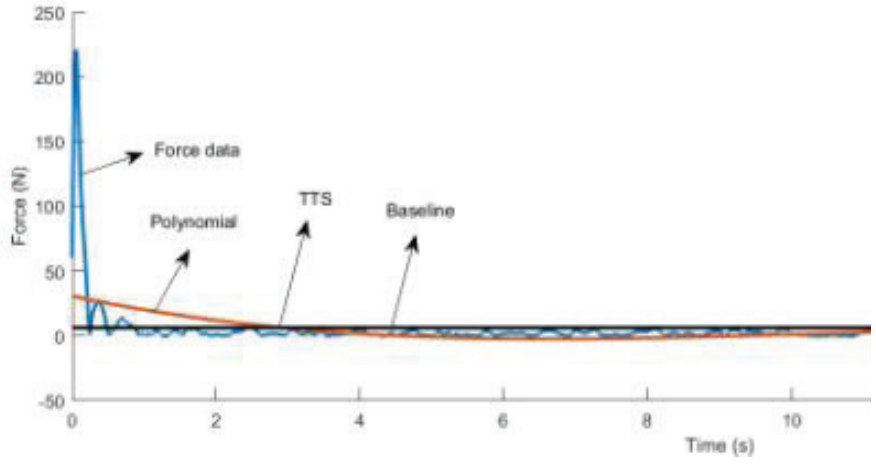
در پایینترین نقطه اسکات و با شماره ۵ به انتهای حرکت و وضعیت شروع می‌رسید[۱۶]. در تمامی مراحل انجام تحقیق از دو دوربین از نمای فرونتال و ساجیتال برای ثبت و ضبط حرکات افراد به منظور تجزیه و تحلیل زاویه والگوس و حداکثر فلکشن زانو استفاده شد. در ادامه زاویه والگوس زانو توسط نرم‌افزار کینویا در حداکثر فلکشن زانو اندازه‌گیری شد[۷،۸].

ارزیابی نیروی عکس‌العمل زمین، حداکثر زاویه فلکشن زانو، والگوس دینامیک و زمان رسیدن به پایداری حین فرود

برای ارزیابی نیروی عکس العمل زمین، و زمان رسیدن به پایداری از صفحه نیرو مدل (مدل Bertec, AMTI ساخت امریکا) استفاده شد. همچنین حداکثر زاویه فلکشن زانو و زاویه والگوس دینامیک زانو در حداکثر فلکشن زانو حین فرود نیز بوسیله تصویر برداری دوبعدی و نرم افزار کینویا اندازه‌گیری شد. برای اجرای آزمون فرود، آزمودنی در وضعیتی متعادل نزدیک لبه سکویی با ارتفاع ۴۰ سانتی‌متر به طریقی می‌ایستاد که پای غالب در حالت معلق (پاشنه پا در تماس با لبه جلویی سکو) قرار گیرد و به لبه جلویی سکو تکیه داشته باشد. این وضعیت با کنترل مرکز ثقل، حرکات افقی بدن را محدود می‌کرد. وزن آزمودنی به صورت کامل به وسیله پای غیرغالب تحمل می‌شد. برای انجام آزمون از آزمودنی خواسته می‌شد تا به صورت کاملا عمودی و متعادل بدون خم کردن تنه و حالت پرشی با فرمان آزمون گیرنده روی پای غالب بر روی صفحه نیرو فرود آید. پس از فرود از آزمودنی خواسته می‌شد وضعیت را به مدت ۲۰ ثانیه حفظ کند و با اعلام آزمون گیرنده به اجرای خود خاتمه دهد. هر آزمودنی سه کوشش صحیح (خم نکردن تنه حین جدا شدن از جعبه، فرود ازروی جعبه بدون پرش، حفظ تعادل پس از فرود، جدا نشدن دست‌ها ازکمر) را با فاصله ۶۰ ثانیه انجام داد و میانگین سه کوشش در نظر گرفته شد. تکنیک فرد توسط آزمونگر چک شده و در صورت صحیح نبودن آزمون تکرار می‌شد[۷، ۸، ۱۷، ۱۸].

پس از ثبت داده‌ها، داده‌های نیروهای عکس العمل زمین و مرکز فشار توسط فیلتر پایین گذر باتروورث مرتبه ۲ با فرکانس برش ۱۵ هرتز فیلتر شد و به منظور محاسبات بعدی در نرم افزار متلب وارد شدند. سپس مؤلفه‌های قدامی-خلفی، داخلی-خارجی، و عمودی اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین به‌طور جداگانه توسط نرم‌افزار محاسبات ریاضی متلب مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. از ۲۰ ثانیه اطلاعات گرفته شده توسط صفحه نیرودو بازه زمانی ۱۰ تا ۱۵ ثانیه و ۱۵ تا ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد، سپس دامنه تغییرات نیروی عکس‌العمل زمین در این دو بازه زمانی محاسبه گردید و بازه‌ای که دامنه تغییرات آن کوچکتر بود به‌عنوان بازه زمانی‌ای که پایداری مطلوب در آن وجود دارد انتخاب شد. خطی افقی به فاصله‌ی اندازه این دامنه تغییرات (حالت پایدار مطلوب) از محور افقی روی محور نیروهای عکس‌العمل قرار داده می‌شود، که نشان دهنده حالت پایدار آزمودنی پس از فرود است[۱۹]. سپس اطلاعات نیروهای عکس‌العمل هر دو جهت نمودار یکسویه شد (قدرمطلق) و از نقطه حداکثری نیروی عکس‌العمل (نقطه اوج نیرو در لحظه فرود) یک نمودار چندجمله‌ای درجه سه بر نمودار نیروهای عکس‌العمل قرار داده شد. در هر یک از سه مؤلفه نیروهای عکس‌العمل (داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی) نقطه‌ای که خط افقی رسم شده نمودار چندجمله‌ای درجه سه را قطع می‌کند به‌عنوان زمان رسیدن به پایداری در نظر گرفته می‌شود. (جهت محاسبه دقیق‌تر، لحظه‌ای که پیک منحنی شروع می‌شود را به‌عنوان لحظه فرود در نظر گرفته شد که ممکن است کمی از نقطه صفر منحنی بیشتر باشد)[۱۹]. شکل ۲ نحوه محاسبه زمان رسیدن به پایداری را در حرکت فرود تک‌پا را در یک آزمودنی در راستای داخلی-خارجی نشان می‌دهد. محور افقی نشان دهنده زمان و محور عمودی نشان دهنده نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی-خارجی است. از آنجایی که وزن آزمودنی متغیر مخلی است که بر مقدار نیروی عکس‌العمل تأثیر می‌گذارد، بنابراین جهت همسان سازی داده‌های مختلف با هم نیروهای عکس‌العمل در هر سه راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد. به روش گفته شده زمان رسیدن به پایداری در هر سه راستا برای هر آزمودنی محاسبه شد[۱۹].

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]



شکل ۲: لحظه رسیدن به پایداری در نمودار نیروهای عکس‌العمل زمین در حرکت فرود تک‌پا

روش ارزیابی درد

پس از گرم کردن و آشنایی با تکلیف، هر آزمودنی ۵ بار حرکت اسکات روی پای درگیر را در سرعت ترجیحی و تا زاویه ۴۵ درجه فلکشن زانو انجام داد. پای دیگر در حالت عدم تحمل وزن، فلکشن ۹۰ درجه زانو و دستان بصورت ضربدری برروی سینه قرار داشت. برای آزمودنی‌ها ده دقیقه استراحت قبل و بعد از شروع آزمون جهت نرمال شدن حس پوستی در نظر گرفته شد. حداکثر درد حس شده قبل و پس از انجام حرکت اسکات بر روی یک پا با استفاده از مقیاس بصری درد ثبت شد.

نحوه انجام تیپینگ

پس از انجام مراحل پیش آزمون از تیپینگ اصلاحی زانو به روش مولیگان برای اصلاح والگوس داینامیک استفاده شد. تیپ غیر الاستیک در وضعیتی که آزمودنی با چرخش داخلی ران و زانو و ۲۰ درجه فلکشن زانو ایستاده بود اعمال شد. به این صورت که تیپ از گردن فیبولا شروع و سپس به صورت قدامی از تیبیا گذشته تا به ایجاد چرخش داخلی تیبیا کمک کند سپس از زیر خط مفصلی داخلی و پشت زانو عبور کرده و به قسمت خلفی خارجی ران چسبانده شد (شکل ۱)[۱۳]. پس از انجام تیپینگ، تمامی آزمون‌های سنجش به همان شیوه پیش آزمون تکرار و در نهایت داده‌های جمع‌آوری شد. از آمار توصیفی جهت محاسبه میانگین و انحراف استاندارد، دامنه تغییرات، سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی آزمودنی‌ها استفاده شد. همچنین برای تجزیه و تحلیل و بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون کلموگروف اسمیرنوف و برای مقایسه پیش آزمون و پس آزمون، آزمون آماری تی وابسته در سطح معناداری ۹۵٪ ($\alpha \leq ۰/۰۵$) مورد استفاده قرار گرفت. برای انجام تمام محاسبات نرم‌افزار SPSS ورژن ۲۰ و Excel استفاده شد.

شکل ۱: تیپینگ مولیگان زانو

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

یافته‌ها

نتایج آزمون شاپیروویلک نشان داد توزیع متغیرهای اندازه‌گیری شده در پیش آزمون و پس آزمون نرمال می‌باشد($P>0/05$).

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های تحقیق در جدول ۱ ارائه شده است. نتایج تحلیل آماری تی وابسته برای مقایسه پارامترهای کینماتیکی نشان داد پارامترهای درد ($p=0/041$)، حداکثر درجه والگوس زانو در حین اسکات ($P=0/001$) و در حین فرود تک پا ($P=0/001$) و زمان رسیدن به پایداری ($P=0/033$) پس از اعمال تیپینگ کاهش معنی داری داشتند. با این حال تفاوت معنی‌داری در حداکثر زاویه فلکشن زانو ($P= 0/518$)، و حداکثر نیروی عکس العمل زمین ($P= 0/267$)در حین فرود تک پا پس از اعمال تیپینگ زانو مشاهده نشد (جدول ۲).

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

سن (سال)	جرم (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	زاویه والگوس دینامیک (درجه)	شاخص توده بدنی
۲۵/۰۸±۱/۹	۵۸/۴±۷/۴	۱۶۵ ± ۴/۶	۱۲/۵ ± ۲/۵	۲۱/۸ ± ۱/۳

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد و آماره حداکثر زاویه والگوس و فلکشن زانو، حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین و زمان رسیدن به پایداری قبل و بعد از اعمال تیپینگ مولیگان

متغیر	مداخله	میانگین و انحراف استاندارد	t	P- value
والگوس حین اسکات (درجه)	قبل از تیپینگ	۱۲/۵±۲/۵۷	۸/۴۲۶	۰/۰۰۱
	بعد از تیپینگ	۵/۰۰±۱/۹۵		
والگوس حین فرود (درجه)	قبل از تیپینگ	۱۴/۵±۲/۵۲	۸/۵۲۸	۰/۰۰۱
	بعد از تیپینگ	۸/۵±۱/۳۷		
حداکثر فلکشن زانو حین فرود (درجه)	قبل از تیپینگ	۳۵/۰ ± ۹/۸۹	-۰/۶۶۷	۰/۵۱۸
	بعد از تیپینگ	۳۶/۹ ± ۷/۸۴		
نیروی عکس العمل زمین (نیوتن)	قبل از تیپینگ	۶۳/۲ ± ۱۰/۱۰	-۱/۱۷۱	۰/۲۶۷
	بعد از تیپینگ	۵۸/۵ ± ۱۳/۲۲		
زمان رسیدن به پایداری (ثانیه)	قبل از تیپینگ	۱/۷ ± ۱/۱۸	۲/۴۴	۰/۰۳۳
	بعد از تیپینگ	۰/۶±۰/۸۰		
درد (۱۰-۰)	قبل از تیپینگ	۴/۵ ± ۱/۲۱	۲/۷۶۸	۰/۰۴۱
	بعد از تیپینگ	۳/۴ ± ۱/۷۸		

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

بحث

هدف تحقیق حاضر بررسی تاثیر کوتاه مدت تیپینگ مولیگان زانو بر زاویه والگوس داینامیک زانو، حداکثر زاویه فلکشن زانو و حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به پایداری و درد زنان فعال دارای درد پتلوفمورال و والگوس داینامیک بود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که پس از اعمال تیپینگ، زاویه والگوس داینامیک زانو حین اسکات و فرود بر روی یک پا، درد و زمان رسیدن به پایداری کاهش یافت، اما تغییر معناداری در حداکثر زاویه فلکشن زانو و حداکثر نیروی عکس العمل زمین مشاهده نشد.

نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق هیکی و همکاران(۲۰۱۶)، تامورا و همکاران (۲۰۱۷) و مسترز و همکاران (۲۰۱۸) موافق بود و تحقیق مخالفی یافت نشد. از آنجایی که تحقیقات معدودی به بررسی تیپینگ غیرالاستیک بر کینتیک و کینماتیک اندام تحتانی پرداخته‌اند، نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقاتی که بر روی افراد سالم بصورت کلی و بدون در نظر گرفتن والگوس داینامیک انجام شده است، نیز مقایسه می‌شود. هیکی و همکاران تاثیر تیپینگ به روش مولیگان را بر درد و بیومکانیک اندام تحتانی در افراد دارای سندرم پتلوفمورال بررسی کرده و گزارش کردند که این نوع تیپینگ می‌تواند منجر به کاهش چرخش داخلی هیپ شود[۱۳]. انجام تیپینگ به این روش می‌تواند ایجاد چرخش خارجی تیبیا را محدود کرده و منجر به حفظ وضعیت چرخش داخلی درمفصل زانو شود. از طرف دیگر جهت کسب پوزیشن صحیح پا، استخوان فمور به خارج می‌چرخد تا تنشن تیپ تیبیوفمورال را جبران کند. این اصلاح وضعیت چرخش استخوان‌ها منجر به اصلاح وضعیت والگوس می‌شود[۱۳]. در تحقیق هیکی و همکاران (۲۰۱۶) اگر چه تفاوتی در چرخش داخلی تیبیا در نتیجه تیپینگ مشاهده نشد، لیکن چرخش داخلی هیپ در مقایسه با گروه کنترل کاهش یافت. در تحقیق حاضر نیز احتمالا با همین مکانیسم میزان زاویه والگوس کاهش یافته است. همچنین در تحقیقات گذشته اشاره شده است که تیپینگ مولیگان می‌تواند منجر به کاهش نیروهای مفصلی نرمال شده به وزن بدن در جهت قدامی - خلفی و داخلی- خارجی شود[۱۳]. در تحقیق حاضر نیز احتمالا کاهش زمان رسیدن به پایداری در جهات قدامی - خلفی و داخلی- خارجی به همین علت اتفاق افتاده است. همچنین بهبود فیدبک حسی و حس عمقی در نتیجه تنشن تیپ استفاده شده نیز می‌تواند در کاهش زمان رسیدن به پایداری سهیم باشد.

تامورا و همکاران (۲۰۱۷) افزایش نیروی عکس‌العمل زمین و ایمپالس زاویه‌ای زانوی بزرگتری را حین فاز کاهش شتاب فرود در افراد دارای والگوس گزارش کردند[۹]. بنابراین والگوس داینامیک زانو به عنوان یکی از فاکتورهایی که می‌تواند توانایی فرد را در تقلیل نیروهای وارده به زانو حین فرود کاهش دهد معرفی شده است. در تحقیقات گذشته مفصل زانو و هیپ به عنوان اولین جاذب‌های نیرو در طی فرود معرفی شده‌اند. همچنین گزارش شده است که اکستانسورهای ران، اکستانسورهای زانو و پلنتارفلکسورهای مچ پا، به ترتیب ۳۴، ۴۱ و ۲۲ درصد کل انرژی وارده را جذب می‌کنند. برخی از این تحقیقات زانو را مهمترین جزء جذب کننده نیرو معرفی کرده‌اند[۹]. در تحقیق حاضر تغییر در نیروی عکس العمل پس از انجام تیپینگ و کاهش زاویه والگوس مشاهده نشد. احتمالا میزان کاهش زاویه والگوس به اندازه‌ای نبوده است که تغییرات معناداری در نیروی عکس العمل زمین ایجاد کند. همچنین در تحقیق حاضر تغییری در زاویه فلکشن زانو حین فرود مشاهده نشد که این عدم تغییر نیز می‌تواند در این مسئله موثر باشد، زیرا انجام فلکشن کافی در زانو یکی از عوامل جذب کننده فشارها و کاهش نیروی عکس العمل زمین می‌باشد. هرچند که تامورا و همکاران (۲۰۱۷) گزارش کردند که زاویه فلکشن و پلنتار فلکشن در افراد دارای والگوس داینامیک نسبت به افراد سالم حین فرود متفاوت نیست و احتمالا بیشتر بودن نیروی عکس العمل زمین در افراد دارای والگوس داینامیک به این علت است که والگوس

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

داینامیک ایمپالس زاویه‌ای اکستانسوری زانو و مومنت اکستانسوری را در مفصل زانو افزایش می‌دهد که مرتبط با راستای داینامیک زانو در صفحه ساجیتال می‌باشد[۹]. مسترز و همکاران (۲۰۱۸) نیز تاثیر تیپینگ غیر الاستیک ناحیه ران را بر کینماتیک دوندگان بررسی و تاثیر مثبت این نوع تیپینگ را بر کاهش زاویه والگوس داینامیک (کاهش اداکشن و چرخش داخلی ران، افزایش چرخش داخلی ساق)، فلکشن زانو و کاهش زاویه حداکثر فلکشن در مقایسه با شرایط بدون تیپینگ گزارش کردند[۲۰]. اگر چه این محققین نیز از تیپینگ غیر الاستیک استفاده کرده بودند لیکن نحوه تیپینگ با شیوه تحقیق حاضر متفاوت بود. این محققین تیپینگ را تنها برروی ران و در جهت محدود کردن چرخش داخلی و اداکشن هیپ اعمال کرده بودند. هاو و همکاران (۲۰۱۵) نیز به مقایسه تاثیر دو تکنیک تیپینگ مولیگان و کینزیوتیپ با شرایط بدون تیپینگ بر کینتیک و کینماتیک دویدن پرداختند. این محققان کاهش معنادار نیروهای قدامی- خلفی هیپ، سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو، مومنت‌های اکستانسوری زانو و مومنت‌های اکستنشن و فلکشن هیپ را پس از تیپینگ مولیگان گزارش کردند. در صورتی که این متغیرها حین دویدن در تکنیک کینزیوتیپ مشابه شرایط بدون تیپینگ و بدون تغییر گزارش شد. این محققین جهت بهبود بیومکانیک دویدن استفاده از تیپینگ مولیگان و عدم استفاده از کینزیوتیپینگ را پیشنهاد کردند[۱۱].

طبق نتایج تحقیقات گذشته، علاوه بر انجام تیپینگ به روش تحقیق حاضر، تیپینگ عضله گلوتئوس مدیوس به روش کینزیوتیپ هم می‌تواند با بهبود حس عمقی، تسهیل عضله و افزایش قدرت عضله منجر به کاهش والگوس داینامیک در زانو شود[۱۱،۱۲]. فعال شدن بیشتر و زود هنگام عضله گلوتئوس مدیوس می‌تواند از ایجاد چرخش داخلی و اداکشن هیپ و متعاقبا والگوس داینامیک در زانو جلوگیری کند[۱۲]. مداخلات تمرینی پیشگیری از آسیب هم با تمرکز و تقویت این عضله سعی در کاهش زاویه والگوس داینامیک دارند[۲۱]. در تحقیق حاضر فعالیت عضلات مورد بررسی قرار نگرفته است اما افزایش فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس پس از انجام تیپینگ مولیگان در افراد دارای سندرم درد پتلوفمورال در تحقیق هیکی و همکاران (۲۰۱۶) گزارش شده است. در مجموع کاهش زاویه والگوس داینامیک زانو و احتمالا فعالیت بیشتر عضله گلوتئوس مدیوس که البته در تحقیق حاضر مورد بررسی قرار نگرفته و جزء محدودیت‌های تحقیق حاضر است و در نتیجه بهبود مسیر حرکت پتلا منجر به کاهش درد شده است. همان‌گونه که ذکر شد مکانیک غیرطبیعی زانو و ران با شماری از آسیب‌ها همراه است. این آسیب‌ها شامل استرس فراکچر تیبیا، سندروم ایلیوتیبیال باند و سندروم درد پتلوفمورال و آسیب لیگامان متقاطع قدامی است. این آسیب‌ها با نزدیک شدن بیش از حد ران، چرخش داخلی ران و چرخش خارجی ساق حین دویدن و تحمل وزن مرتبط است[۲]. مداخلاتی که بتواند والگوس داینامیک را کاهش دهد می‌تواند در جهت پیشگیری از این آسیب‌ها موثر واقع شود. در تحقیق حاضر به بررسی تاثیر تیپینگ بر والگوس داینامیک زانو و کینتیک فرود و اسکات پرداخته شد و به تاثیر مثبت این نوع تیپینگ اشاره شد لیکن با توجه به محدود بودن تحقیقات، انجام تحقیقات بیشتر پیشنهاد می‌شود[۱۳]. همچنین بررسی فعالیت عضلات موثر در اصلاح راستای والگوس داینامیک به کمک الکترومیوگرافی و استفاده از آنالیز حرکت بصورت سه بعدی از محدودیت‌های تحقیق حاضر بود که پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده به آن پرداخته شود. همچنین تحقیقات در زمینه مقایسه تاثیر دو نوع تیپینگ به روش مولیگان و کینزیوتیپ بر والگوس داینامیک بسیار محدود است. لذا با توجه به محدود بودن تحقیقات در این زمینه پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آینده این موضوع مورد بررسی قرار گیرد تا موثرترین روش تیپینگ جهت کاهش والگوس داینامیک در افراد دارای والگوس داینامیک معرفی گردد. بصورت کلی با توجه به نتایج تحقیقات به نظر می‌رسد استفاده از تیپینگ به روش مولیگان

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

می‌توانـد بیومکانیـک انـدام تحتانـی را تحـت تاثیـر قـرار داده و بـه کاهـش نیروهـای وارده بـر زانـو و اصـلاح راسـتای داینامیک زانـو کمـک کنـد. بـا توجـه بـه اینکـه والگـوس داینامیـک زانـو از عوامـل مسـتعدکننده بـرای آسـیب‌هایی ماننـد آسـیب لیگامـان صلیبـی قدامـی، دردپتلوفمـورال و سـندرم فریکشـن ایلیوتیبیـال بانـد می‌باشـد، می‌تـوان از انجـام تیپینـگ مولیـگان جهـت کاهـش والگـوس داینامیـک در زنـان فعـال دارای درد پتلوفمـورال و لـذا کاهـش آسـیب‌های متعاقـب بهـره بـرد همچنیـن می‌تـوان از ایـن نـوع تیپینـگ در جهـت کاهـش درد و درمـان تـا زمـان تاثیـر تمرینـات موثـر اسـتفاده کـرد.

نتیجه‌گیری

نتایـج تحقیـق حاضـر نشـان داد کـه انجـام تیپینـگ بـه روش مولیـگان می‌توانـد درد، زاویـه والگـوس داینامیـک زانـو و زمـان رسـیدن بـه پایـداری را کاهـش دهـد. لـذا ایـن روش تیپینـگ بـه دلیـل کاهـش عوامـل خطـر مرتبـط بـا درد پتلوفمـورال در زنـان فعـال دارای والگـوس داینامیـک زانـو پیشـنهاد می‌شـود.

تقدیر و تشکر

ایـن مقالـه مسـتخرج از طـرح پژوهشـی بـا شـماره ۲۴۹۷۸/د مـورخ ۱۳۹۸/۷/۲۸ بـا حمایـت مالـی دانشـگاه خوارزمـی می‌باشـد. بدینوسـیله نویسـندگان مقالـه از معاونـت پژوهشـی دانشـگاه خوارزمـی تشـکر و قدردانـی می‌نماینـد.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

References

1. Lima YL, Ferreira VMLM, de Paula Lima PO, Bezerra MA, de Oliveira RR, Almeida GPL. The association of ankle dorsiflexion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis. Physical Therapy in Sport. 2018;29:61-9.
2. Willy RW, Davis IS. The effect of a hip-strengthening program on mechanics during running and during a single-leg squat. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2011;41(9):625-32.
3. Salsich GB, Brechter JH, Farwell D, Powers CM. The effects of patellar taping on knee kinetics, kinematics, and vastus lateralis muscle activity during stair ambulation in individuals with patellofemoral pain. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2002;32(1):3-10.
4. Nakagawa TH, Moriya ET, Maciel CD, Serrão FV. Trunk, pelvis, hip, and knee kinematics, hip strength, and gluteal muscle activation during a single-leg squat in males and females with and without patellofemoral pain syndrome. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2012;42(6):491-501.
5. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2003;33(11):639-46.
6. Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. Clinical Biomechanics. 2005;20(9):966-72.
7. Kianifar R, Lee A, Raina S, Kulić D. Automated Assessment of Dynamic Knee Valgus and Risk of Knee Injury During the Single Leg Squat. journal of translational engineering in health and medicine. 2017;5:1-13.
8. Ugalde V, Brockman C, Bailowitz Z, Pollard CD. Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening. PM&R. 2015;7(3):229-35.
9. Tamura A, Akasaka K, Otsudo T, Shiozawa J, Toda Y, Yamada K. Dynamic knee valgus alignment influences impact attenuation in the lower extremity during the deceleration phase of a single-leg landing. PloS one. 2017;12(6):e0179810.
10. Hopper AJ, Haff EE, Joyce C, Lloyd RS, Haff GG. Neuromuscular Training Improves Lower Extremity Biomechanics Associated with Knee Injury during Landing in 11–13 Year Old Female Netball Athletes: A Randomized Control Study. Frontiers in physiology. 2017;8:883.
11. Howe A, Campbell A, Ng L, Hall T, Hopper D. Effects of two different knee tape procedures on lower-limb kinematics and kinetics in recreational runners. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2015;25(4):517-24.
12. Rajasekar S, Kumar A, Patel J, Ramprasad M, Samuel AJ. Does Kinesio taping correct exaggerated dynamic knee valgus? A randomized double blinded sham-controlled trial. J Bodyw Mov Ther. 2018;22(3):727-32.
13. Hickey A, Hopper D, Hall T, Wild CY. The effect of the Mulligan knee taping technique on patellofemoral pain and lower limb biomechanics. The American Journal of Sports Medicine. 2016;44(5):1179-85.
14. Schmidt E, Harris-Hayes M, Salsich GB. Dynamic knee valgus kinematics and their relationship to pain in women with patellofemoral pain compared to women with chronic hip joint pain. Journal of Sport and Health Science. 2017.
15. Selfe J, Callaghan M, Witvrouw E, Richards J, Dey MP, Sutton C, et al. Targeted interventions for patellofemoral pain syndrome (TIPPS): classification of clinical subgroups. BMJ open. 2013;3(9):e003795.
16. Herrington L. Knee valgus angle during single leg squat and landing in patellofemoral pain patients and controls. The Knee. 2014;21(2):514-7.
17. Jalalvand A, Hosseini Y, Amini A, Hamedani B. A

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]

comparative study of ground reaction forces, loading rate and impulse during single leg drop landing in a Recurrent Low Back Pain Population (Persian). J Anesth Pain 2017;8(2):44-53.

18. Medina JM, Valovich McLeod TC, Howell SK, Kingma JJ. Timing of neuromuscular activation of the quadriceps and hamstrings prior to landing in high school male athletes, female athletes, and female non-athletes. Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2008;18(4):591-7.
19. Goldie PA, Bach T, Evans O. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. Archives of physical medicine and rehabilitation. 1989;70(7):510-7.
20. Masters A, Netto KJ, Brooker S, Hopper D, Liew B. Hip Taping Positively Alters Running Kinematics in Asymptomatic Females. International journal of sports medicine. 2018;39(14):1068-74.
21. Hewett TE, Myer GD. Reducing knee and anterior cruciate ligament injuries among female athletes–a systematic review of neuromuscular training interventions. The journal of knee surgery. 2005;18(01):82-8.

[Downloaded from jap.iums.ac.ir on 2024-06-30]