Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

March & April 2024. Volume 13. Num 1

Research Paper

Evaluation of the Kinesio Taping and Real-Time External Feedback Effects on Lower Extremity Function During Single-Leg Squat in Individuals With Tibiofemoral Varus Alignment

*Mohamadreza Hatefi[1], Malihe Hadadnezhad[1], Sadredin Shojaedin[1], Farideh Babakhani[2], Mehdi Khaleghi Tazji[1]

1. Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Department of Sport Injuries and Corrective Exercises, Faculty of Physical Education and Sport Science, Allameh Tabataba'I University, Tehran, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Hatefi M, Hadadnezhad M, Shojaedin S, Babakhani F, Khaleghi Tazji M. [Evaluation of the Kinesio Taping and Real-Time External Feedback Effects on Lower Extremity Function During Single-Leg Squat in Individuals With Tibiofemoral Varus Alignment (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(1):208-223. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.15

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.15

ABSTRACT

Background and Aims People with postural malalignment such as tibiofemoral varus (TFRV) may experience movement patterns dysfunction during functional activities that are related to non-contact lower extremity injuries. Training protocols should be designed for these people to control and improve their functional dysfunctions. The present study aimed to investigate the effect of posterior X-taping (PXT) and real-time external feedback (RTF) on kinematic and electromyographic indices of the lower extremities during the single-leg squat task in individuals with TFRV.

Methods Electromyographic and kinematic information of the lower extremities of 24 recreational athletes with TFRV (PXT=12, RTF=12) were recorded while participants in both groups performed single-leg squat 5 times consecutively and took a 2-minute rest between two different conditions (before and after the intervention). To analyze the data, 2-way analysis of variance and Bonferroni post hoc test were used at the significant level of P≤0.05.

Results The present study results indicated an increase in gluteus medius muscle activity (P=0.013) in the eccentric phase and a decrease in hip adduction (P=0.001) in maximal knee flexion (P=0.034) after the intervention compared to before the intervention in the RTF group. Also, there was a reduction in external tibiofemoral rotation of the knee after the intervention compared to before intervention in maximal knee flexion (P=0.034), eccentric phase (P=0.001), and concentric phase (P=0.001) in the PXT group. In addition, there was a decreased ankle pronation after the intervention compared to before the intervention in the eccentric phase (P=0.001) and concentric (P=0.001) in the PXT group and in the eccentric phase (P=0.004) in the RTF group. Besides, there was an increased ankle abduction after the intervention compared to before the intervention in the concentric phase (P=0.001), eccentric phase (P=0.001), and maximum knee flexion (P=0.004) in the PXT group, and in the eccentric phase in the RTF group (P=0.006). Finally, there was a decrease in ankle flexion dorsiflexion at maximum knee flexion after the intervention compared to before the intervention (P=0.017) in the RTF group.

Conclusion The results of the present study showed that PXT and RTF interventions can affect the kinematic parameters of individuals with TFRV malalignment in different ways and can be used to correct immediately postural defects during the single-leg squat task.

Keywords Surface electromyography, Tibiofemoral varus, Kinematic, Kinesiotape, External feedback

Received: 29 Sep 2021
Accepted: 07 Oct 2021
Available Online: 20 Mar 2024

Corresponding Author:
Mohamadreza Hatefi
Address: Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical education and Sport Science, Kharazmi University, Tehran, Iran.
Tel: +98 (912) 3478918
E-Mail: hatefimohamadreza@yahoo.com

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

Extended Abstract

Introduction

The functional activities begin from static postures, and because of the potential relationship between posture and movement, individuals with postural malalignments such as tibiofemoral varus (TFRV), may present with movement patterns dysfunction during functional activities, associated with non-contact lower extremity injuries. In these people, the lower limb is in the form of a genu varum posture in a static position due to the excessive increased hip internal rotation and knee hyperextension. In contrast, in dynamic activities, the knees approach the body's midline with excessive hip internal rotation. For these people, it is recommended that training protocols be designed to control and improve functional dysfunction. Therefore, the present study aimed to investigate the effect of posterior X-taping (PXT) and real-time external feedback (RTF) on kinematic indices and electromyography during the single-leg squat task in individuals with TFRV.

Materials and Methods

Using G*power software, and assuming α=0.05, 1-β=0.90, and effect size=0.35, 24 recreational athletes (18-28 years old) living in Tehran Province, Iran with TFRV were selected with the available sampling and according to the inclusion and exclusion criteria. Then, they were randomly divided into two equal groups of PXT (n=12) and RTF (n=12). Electromyographic and kinematic information of the lower extremities of 24 recreational athletes with TFRV (PXT=12, RTF=12) were recorded while participants in both groups performed single-leg squats 5 times consecutively with 2 minutes rest between squat tasks (Figure 1). To analyze the data, 2-way analysis of variance and Bonferroni post hoc test were used at the significant level of P≤0.05.

Results

The results of the present study showed an increase in gluteus medius muscle activity (P=0.013) in the eccentric phase and a decrease in hip adduction (P=0.001) in maximal knee flexion after the intervention compared to before the intervention in the RTF group (Table 1). Also, there was a reduction of external tibiofemoral rotation of the knee joint after the intervention compared to before the intervention in maximal knee flexion (P=0.034), eccentric phase (P=0.001), and concentric phase (P=0.001) in the PXT group. In addition, we found a decreased ankle pronation after the intervention compared to before the intervention in the eccentric phase (P=0.001) and concentric phase (P=0.001) in the PXT group and in the eccentric phase (P=0.004) in the RTF group (Table 2). Also, there was an increased ankle abduction after the intervention compared to before the intervention in the concentric phase (P=0.001), eccentric phase (P=0.001), and maximum knee flexion (P=0.004) in the PXT group, and in the eccentric phase in the RTF group (P=0.006). Finally, there

Figure 1. Performing single-leg squat by posterior x-taping and real-time external feedback groups

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

Table 1. Results of muscle activity during single-leg squat before and after the intervention in the PXT and RTF groups

Variables	Group	Mean±SD				P		
		RTF		PXT				
		Pretest	Posttest	Pretest	Posttest	Time Effect	Group Effect	GroupTime Interaction*
VM	Eccentric	0.91±0.16	0.97±0.14	0.93±0.12	0.95±0.09	0.122	0.954	0.540
	Concentric	1.23±0.17	1.22±0.15	1.18±0.19	1.18±0.20	0.913	0.650	0.973
VL	Eccentric	0.94±0.15	1.00±0.12	0.95±0.09	1.00±0.09	0.051	0.831	0.732
	Concentric	1.17±.18	1.14±0.17	1.13±0.21	1.10±0.20	0.111	0.670	0.898
Gmed	Eccentric	0.77±0.09	0.84±0.12a	0.75±0.07	0.80±0.13	0.005*	0.544	0.570
	Concentric	1.26±0.06	1.20±0.13	1.26±0.06	1.26±0.06	0.277	0.446	0.384
TFL	Eccentric	1.01±0.07	1.02±0.06	1.04±0.06	1.06±0.07	0.477	0.288	0.890
	Concentric	1.02±0.16	1.01±0.10	1.00±0.14	0.97±0.15	0.433	0.658	0.810
VM/VL	Eccentric	0.97±0.07	0.97±0.05	0.97±0.07	0.95±0.08	0.345	0.696	0.666
	Concentric	1.06±0.07	1.08±1.06	1.05±0.07	1.09±0.10	0.132	0.966	0.658
Gmed/TFL	Eccentric	0.75±0.07	0.82±0.11	0.72±0.05	0.75±0.11	0.057	0.198	0.546
	Concentric	1.27±0.25	1.20±0.19	1.29±0.19	1.31±0.21	0.605	0.526	0.207

Abbreviations: PTF, posterior X taping; RFT, real-time external feedback.

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

*P> 0.05 Significant difference, Bonferroni post hoc test: [a] = intragroup difference, [b] = intergroup difference

was a decrease in ankle flexion dorsiflexion at maximum knee flexion after the intervention compared to before the intervention (P=0.017) in the RTF group.

Conclusion

The results of the present study showed that individuals with TFRV malalignment performed single-leg squat movement with adduction and internal rotation of the hip, as well as excessive rotation of the tibiofemoral joint of the knee. PXT and RTF interventions can affect the kinematic parameters of individuals with TFRV malalignment differently. They can immediately correct postural defects during the single-leg squat task.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the Ethics Committee of Sport Science Research institute of Iran (IR.SSRI.REC.1399.939) and was registered by the Iranian Registry of Clinical Trials (ID: IRCT20200620047851N1)

Funding

This article was extracted from the thesis of Mohamadreza Hatefi at the Department of Biomechanics and Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University. This research received no specific grant from any funding agency in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

Writing original draft, conceptualization, methodology, data collection, data analysis: Mohamadreza Hatefi; Writing original draft, investigation, data collection, date analysis: Malihe Hadadnezhad; Data collection, conceptualization, editing: Farideh Babakhani; Methodology, investigation, data collection, date analysis:Sadredin Shojaedin; Investigation, conceptualization, editing: Mehdi Khaleghi.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Table 2. Results of lower extremity kinematics during single-leg squat before and after the intervention in the RTF and PXT groups

Variables		Group	Mean±SD				P		
			RTF		PXT				
			Pretest	Posttest	Pretest	Posttest	Time Effect	Group Effect	Group Time Interaction*
Hip (°)	Eccentric	Sagittal	42.78±4.48	45.87±5.30	42.01±5.49	43.35±4.55	0.110	0.945	0.079
		Frontal	4.27±2.83	3.01±4.97	4.49±2.64	4.94±4.87	0.576	0.572	0.250
		Transverse	-1.98±10.81	-4.12±11.47	-2.22±10.70	-2.34±12.48	0.137	0.894	0.177
	Concentric	Sagittal	46.89±9.60	48.89±8.40	44.37±7.24	46.56±7.25	0.169	0.536	0.951
		Frontal	6.85±3.34	4.66±0.09	6.39±2.97	7.15±5.27	0.383	0.646	0.087
		Transverse	-4.04±10.66	-5.31±10.41	-4.09±9.86	-4.02±12.29	0.471	0.910	0.424
	Maximus knee flexion	Sagittal	73.49±10.99	73.92±8.35	74.18±10.70	74.82±9.52	0.699	0.871	0.942
		Frontal	15.30±4.41	8.82±4.97[a]	16.13±4.31	15.46±6.23[b]	0.006*	0.121	0.020*
		Transverse	-5.14±12.98	-7.37±14.38	-5.98±12.96	-6.20±15.33	0.320	0.981	0.410
Knee (°)	Eccentric	Sagittal	42.06±3.11	46.34±6.45	44.70±4.22	45.92±3.36	0.085	0.519	0.320
		Frontal	4.59±5.58	5.86±7.79	3.48±6.09	3.48±6.75	0.497	0.590	0.499
		Transverse	-6.41±11.81	-2.00±15.88	-6.70±10.44	2.58±12.17[a]	0.001*	0.733	0.143
	Concentric	Sagittal	45.01±6.66	44.90±8.90	42.58±4.61	44.49±6.19	0.567	0.647	0.521
		Frontal	2.66±5.59	4.56±7.33	2.47±5.59	2.23±6.71	0.352	0.687	0.236
		Transverse	-5.28±11.66	-1.81±14.85	-6.12±11.11	3.00±13.09[a]	0.001*	0.753	0.087
	Maximus knee flexion	Sagittal	82.78±4.29	75.57±3.00	84.75±8.05	84.61±5.30	0.066	0.134	0.083
		Frontal	0.49±8.05	2.59±10.33	-1.34±8.95	-0.77±10.65	0.344	0.579	0.584
		Transverse	1.76±14.52	6.34±16.73	-0.01±12.24	10.63±15.04[a]	0.003*	0.860	0.181
Ankle (°)	Eccentric	Sagittal	24.69±2.63	25.73±4.39	24.27±2.56	26.13±2.22	0.118	0.994	0.458
		Frontal	1.27±4.41	2.88±3.42[a]	0.96±3.65	3.72±3.85[a]	0.001*	0.890	0.109
		Transverse	-3.06±15.03	-8.37±13.00[a]	-2.19±14.25	-12.80±14.82[a]	0.001*	0.805	0.038*
	Concentric	Sagittal	24.27±2.58	23.34±4.67	21.84±1.90	23.99±3.83	0.390	0.554	0.062
		Frontal	1.22±4.30	2.44±2.86	0.55±3.58	3.39±3.80[a]	0.001*	0.937	0.116
		Transverse	-3.02±14.75	-7.24±11.17	-0.86±13.75	-11.80±15.51[a]	0.001*	0.862	0.052
	Maximus knee flexion	Sagittal	39.79±3.03	36.71±2.50[a]	39.42±3.81	41.71±4.75	0.629	0.175	0.005*
		Frontal	5.57±4.10	5.43±3.35	5.05±3.37	7.64±4.57	0.078	0.660	0.052
		Transverse	-15.72±13.50	-16.30±11.72	-5.12±13.05	-24.01±16.35[a]	0.023*	0.600	0.041*

Abbreviations: PTF, posterior X taping; RFT, real-time external feedback.

Scientific Journal of
Rehabilitation Medicine

* P>0.05 Significant difference, Bonferroni post hoc test: [a]= Intragroup difference, [b]= Intergroup difference.

Acknowledgments

The authors would like to thank all participants and athletic training research laboratory staff for their cooperation in this study.

مقاله پژوهشی

بررسی اثر کینزیوتیپینگ و فیدبک خارجی در زمان واقعی بر عملکرد اندام تحتانی حین تکلیف اسکات تک پا در افراد با راستای تیبیوفمورال واروس

*محمدرضا هاتفی[۱]، ملیحه حدادنژاد[۱]، صدرالدین شجاع‌الدین[۱]، فریده باباخانی[۲]، مهدی خالقی تازجی[۱]

۱. گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.
۲. گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران.

Use your device to scan and read the article online

Citation Hatefi M, Hadadnezhad M, Shojaedin S, Babakhani F, Khaleghi Tazji M. [Evaluation of the Kinesio Taping and Real-Time External Feedback Effects on Lower Extremity Function During Single-Leg Squat in Individuals With Tibiofemoral Varus Alignment (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2024; 13(1):208-223. https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.15

https://dx.doi.org/10.32598/SJRM.13.1.15

چکیده

مقدمه و اهداف افراد با بدراستایی‌های پوسچرال از جمله تیبیوفمورال واروس احتمالاً با الگوهای حرکتی ناقص حین فعالیت‌های عملکردی همراه هستند که با آسیب‌های غیربرخوردی اندام تحتانی مرتبط است. درمورد این افراد توصیه شده است طراحی پروتکل‌های تمرینی باید باهدف کنترل و بهبود نقص‌های عملکردی انجام شود. بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر تیپینگ خلفی X (PXT) و فیدبک خارجی در زمان واقعی بر شاخص‌های کینماتیکی و الکترومایوگرافی اندام تحتانی حین تکلیف اسکات تک پا در افراد با تیبیوفمورال واروس بود.

مواد و روش‌ها اطلاعات الکترومیوگرافی عضلات و کینماتیکی اندام تحتانی ۲۴ ورزشکار تفریحی با بدراستایی تیبیوفمورال واروس (PXT=۱۲، RTF=۱۲) در حالی ثبت شد که شرکت‌کنندگان در هر دو گروه حرکت اسکات تک‌پا را ۵ مرتبه به‌صورت متوالی در ۲ شرایط متفاوت (قبل و بعد از مداخله) به فاصله ۲ دقیقه استراحت انجام دادند. جهت تجزیه‌وتحلیل داده‌ها از آزمون‌های آماری تحلیل واریانس دوطرفه و بونفرونی در سطح معناداری P≤۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها نتایج مطالعه حاضر حاکی از افزایش فعالیت عضله گلوتئوسمدیوس (P=۰/۰۱۳) در فاز اکسنتریک و کاهش اداکشن هیپ (P=۰/۰۰۱) در حداکثر فلکشن زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در گروه RTF، کاهش چرخش خارجی تیبیوفمورال زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در حداکثر فلکشن زانو (P=۰/۰۳۴)، فاز اکسنتریک (P=۰/۰۰۱) و فاز کانسنتریک (P=۰/۰۰۱) در گروه PXT، کاهش پرونیشن مچ پا بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در فاز اکسنتریک (P=۰/۰۰۱) و کانسنتریک (P=۰/۰۰۱) در گروه PXT و در فاز اکسنتریک (P=۰/۰۰۴) در گروه RTF، افزایش ابداکشن مچ پا بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در فاز کانسنتریک (P=۰/۰۰۱)، اکسنتریک (P=۰/۰۰۱) و در حداکثر فلکشن زانو (P=۰/۰۰۴) در گروه PXT و در فاز اکسنتریک در گروه RTF (P=۰/۰۰۶)، کاهش دورسی فلکشن مچ پا در حداکثر فلکشن زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله (P=۰/۰۱۷) در گروه RTF بود.

نتیجه‌گیری نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هر دو مداخله PXT و RTF می‌تواند به اشکال مختلفی بر پارامترهای کینماتیکی افراد با بدراستایی تیبیوفمورال واروس تأثیرگذار بوده و با هدف اصلاح آنی نقص‌های پوسچرال حین تکلیف اسکات تک‌پا مورد استفاده قرار بگیرد.

کلیدواژه‌ها الکترومایوگرافی سطحی، تیبیوفمورال واروس، کینماتیک، کینزیوتیپ، فیدبک خارجی

تاریخ دریافت: ۰۷ مهر ۱۴۰۰
تاریخ پذیرش: ۱۵ مهر ۱۴۰۰
تاریخ انتشار: ۰۱ فروردین ۱۴۰۳

* **نویسنده مسئول:**
محمدرضا هاتفی
نشانی: تهران، دانشگاه خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی.
تلفن: ۳۴۷۸۹۱۸ (۹۱) ۹۸+
رایانامه: Hatefimohamadreza@yahoo.com

Copyright © 2024 The Author(s);
This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-By-NC: https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.en), which permits use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited and is not used for commercial purposes.

مقدمه

فعالیت‌های عملکردی از وضعیت‌های ایستا آغاز می‌شوند و به‌دلیل وجود رابطه بالقوه بین پوسچر و حرکت، بدراستایی‌های اندام تحتانی احتمالاً با الگوهای حرکتی ناقص حین فعالیت‌های عملکردی همراه خواهند بود [۱]. سندرم نقص حرکتی تیبیوفمورال واروس[1] به‌عنوان یکی از ریسک فاکتورهای داخلی می‌تواند حین فعالیت‌های عملکردی مختلف با الگوهای حرکتی ناقص همراه باشد و افراد را در معرض آسیب‌های غیربرخوردی اندام تحتانی قرار دهد [۲]. در این بدراستایی باتوجه‌به افزایش بیش از حد چرخش داخلی فمور و هایپراکستنش زانو، اندام تحتانی در وضعیت استاتیک به‌صورت زانوی پرانتزی مشاهده شده و در فعالیت‌های دینامیک با چرخش داخلی بیش از حد فمور و نزدیک شدن زانو به خط میانی بدن نمایان می‌شود [۲] و به‌علت چرخش‌های بیش از حد مفصل تیبیوفمورال حین فعالیت‌های مختلف می‌تواند ریسک آسیب را در مفاصل اندام تحتانی افزایش دهد [۲، ۳].

در همین رابطه مطالعات متعددی نشان داده‌اند اختلال در کینماتیک اندام تحتانی حین فعالیت‌های عملکردی و بالطبع تغییر در الگوی فعالیت عضلانی درنتیجه این بدراستایی‌ها می‌تواند با آسیب‌های غیربرخوردی مرتبط باشد [۴]. در این مطالعات به جابه‌جایی غیرطبیعی پتلا به‌علت اختلال در عملکرد وستوس مدیالیس و ایمبالانس عضلانی بین عضلات وستوس مدیالیس و وستوس لترالیس و تأخیر در شروع فعالیت و کاهش مدت‌زمان فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس اشاره شده است که این الگوهای فعالیت عضلانی می‌توانند با سندرم درد پتلا فمورال و اصطکاک ایلیوتیبیال باند مرتبط باشند [۵-۸]. دررابطه‌با افراد با تیبیوفمورال واروس گزارش شده است که باید برنامه‌های تمرینی و درمانی باهدف تقویت عضلات اکسترنال روتاتور هیپ و بهبود الگوهای حرکتی ناقص حین فعالیت‌های عملکردی طراحی شود [۲].

مطالعات گذشته نشان داده‌اند که بسیاری از الگوهای حرکتی ناقص حین فعالیت‌های عملکردی از طریق ارائه مداخله‌های تمرینی و دستورالعمل‌های اصلاحی قابل پیشگیری می‌باشند [۹]. در همین راستا به استفاده از تیپینگ و فیدبک‌های بیرونی جهت کنترل و اصلاح الگوهای حرکتی در افراد با نقص‌های عملکردی حین فعالیت‌های مختلف توصیه شده است [۳، ۱۰-۱۲]. باتوجه‌به اینکه افراد با تیبیوفمورال واروس با اینترنال روتیشن فمور و هایپراکستنشن زانو همراه هستند، تیپینگ خلفی X (PXT) به‌عنوان یک روش مؤثر جهت کنترل و محدود کردن حرکات بیش از مفصل تیبیوفمورال در این افراد معرفی شده است [۲].

در مطالعه‌ای پارک و همکاران گزارش کردند که کاهش درد زانو در افراد با مشکل استئوارتریت با استفاده از PXT احتمالاً به‌علت کنترل چرخش‌های مفصل تیبیوفمورال در حین فعالیت‌های عملکردی می‌باشد، اگرچه آن‌ها در این مطالعه کینماتیک مفاصل را ارزیابی نکردند [۱۳]. در مطالعه‌ای دیگر ایو هان و همکاران گزارش کردند که PXT در افراد با سندرم درد پتلوفمورال[2] می‌تواند با کاهش درد زانو و بهبود عملکرد در تکلیف Step Down همراه باشد [۳]. در مطالعه‌ای مشابه دیگر سانگ[3] و همکاران به بررسی اثر تیپینگ روتیشنال فمور بر کنترل درد و چرخش‌های مفصل تیبیوفمورال در افراد با سندرم درد پتلوفمورال پرداختند، آن‌ها به مؤثر بودن این نوع تیپینگ بر کینماتیک پتلا و کاهش درد اشاره کردند اما در کنترل روتیشن‌های مفصل تیبیوفمورال، تغییری مشاهده نکردند [۱۴].

در این رابطه سهرمن به مؤثر بودن PXT در اصلاح و کنترل روتیشن مفصل تیبیوفمورال در افراد با سندرم تیبیوفمورال واروس و درنتیجه تسکین درد اشاره کرده است، اما مطالعه‌ای که به بررسی این مداخله بر روی کینماتیک سه‌بعدی و الگوی فعالیت عضلات حین فعالیت‌های عملکردی بپردازد صورت نگرفته است. از طرفی دیگر محققان متعددی فیدبک‌ها را به‌عنوان یک مداخله مؤثر جهت اصلاح الگوهای حرکتی حین فعالیت‌های عملکردی پیشنهاد کرده‌اند [۱۱]. استفاده از فیدبک‌ها در جلسات آموزشی یا توانبخشی باعث حل مسئله و یادگیری درونی می‌شود و یادگیری الگوهای حرکتی جدید را به‌طور مؤثر تقویت می‌کند. در همین راستا دررابطه‌با نقص‌های الگوی حرکتی در نتیجه کوتاهی و ضعف عضلات گزارش شده است که تقویت و کشش عضلات به‌طور اختصاصی نمی‌تواند با اصلاح الگوهای حرکتی همراه باشد اما اصلاح الگوهای حرکتی حین فعالیت‌های عملکردی می‌تواند با کشش و تقویت عضلات با نیرو مناسب و در طول مناسب خود همراه باشد [۲، ۱۵].

فیدبک بصری در زمان واقعی[4] یا پس از انجام یک تکلیف[5] با هدف تغییراتی در سیستم نروماسکولار انجام می‌شود. RTF افراد را قادر می‌سازد تا حرکات خود را مشاهده و تغییرات بیومکانیکی فوری را در فعالیت خود ایجاد کنند [۱۱]. بنابراین ممکن است روش‌های سنتی ارائه فیدبک پس از اتمام یک تکلیف را بهبود بخشد. این مهم است که اصلاح الگوهای حرکتی در افراد با بدراستایی‌های اندام تحتانی حین فعالیت‌های عملکردی مورد توجه قرار بگیرد، زیرا با گذشت زمان می‌تواند با بدراستایی بیشتر همراه باشد، علائم استئوارتریت را تشدید کند، باعث آسیب‌های پرکاری از جمله سندرم اصطکاک ایلیوتیبیال باند و درد پتلوفمورال شود و یا به مشکلات دیگری منجر شود. در همین

1. Tibiofemoral Varus (TFRV)

2. Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS)
3. Song
4. Real-time feedback؛ RTF
5. Posttask feedback

رابطه توصیه شده است که شناسایی بدراستایی‌ها، نقص‌های الگوی حرکتی و فعالیت عضلانی غیرمعمول حین فعالیت‌های عملکردی و بالطبع طراحی مداخله‌های تمرینی مناسب و ارائه دستورالعمل‌های اصلاحی مؤثر می‌تواند به‌طور بالقوه احتمال افزایش ریسک آسیب‌های اندام تحتانی را کاهش دهد [۱، ۱۱، ۲، ۱۵]. بنابراین باتوجه‌به اهمیت درک مداخله‌های تمرینی در فعالیت‌های عملکردی جهت پیشگیری از آسیب‌های اندام تحتانی در افراد با تیبیوفمورال واروس، باید اطلاعات درستی دررابطه‌با تأثیر PXT و RTF بر الگوی فعالیت عضلات و کینماتیک اندام تحتانی برای مربیان و متخصصان حرکات اصلاحی در دست باشد. بنابراین هدف از پژوهش حاضر بررسی اثر مداخله‌های PXT و RTF بر نقصهای حرکتی و الگوی فعالیت عضلانی افراد با تیبیوفمورال واروس حین تکلیف اسکات تک پا می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌آزمایشی با طرح تحقیق پیش‌آزمون پس آزمون در دو گروه PXT و RTF است. همچنین جامعه آماری پژوهش حاضر ورزشکاران تفریحی در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۸ و با سندرم نقص حرکتی تیبیوفمورال واروس بود. با استفاده از نرم‌افزار جی‌پاور[6] و با فرض ۰/۰۵=α، ۹۰/۰ =1-β و ۰/۳۵ Effect Size=، ۲۴ نفر از ورزشکاران تفریحی استان تهران با بدراستایی تیبیوفمورال واروس و باتوجه‌به معیارهای ورود و خروج از تحقیق و روش نمونه‌گیری در دسترس انتخاب شدند و سپس به‌صورت تصادفی و با نسبت ۱:۱ در هر دو گروه PXT و RTF به تعداد ۱۲ نفر تقسیم شدند. در مطالعه حاضر ورزشکار تفریحی به‌عنوان کسی که حداقل ۳ بار در هفته، حداقل ۳۰ دقیقه در فعالیت هوازی یا ورزشی شرکت کند تعریف شد [۱۱]. قبل از اجرای آزمون فرم رضایت‌نامه آگاهانه مورد تأیید دانشگاه خوارزمی توسط شرکت‌کنندگان تکمیل شد.

معیارهای ورود به تحقیق شامل شاخص توده بدنی نرمال[7] بین ۱۸ تا ۲۴، نرمال بودن دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا، فاصله بین کندیل‌های داخلی زانو در وضعیت ایستا بیش از ۳ سانتی‌متر باشد و در تست‌های عملکردی (اسکات تک پا و Step Down) ادداکشن و اینترنال روتیشن فمور دیده شود (تصویر شماره ۱) [۲]، همچنین افراد شرکت‌کننده در تحقیق حاضر در ۶ ماه گذشته در برنامه‌های توانبخشی اندام تحتانی شرکت نکرده باشند [۱۶]. معیارهای خروج از تحقیق شامل اختلالات تعادلی ثانویه به اختلال وستیبولار یا نرولوژیکال که می‌تواند باعث از دست دادن تعادل شود، سابقه آسیب‌دیدگی عضلانی (عضلات موردمطالعه) در ۲ ماه گذشته، سابقه آسیب‌دیدگی اندام تحتانی، لگن، زانو و مچ در ۶ ماه گذشته، سابقه جراحی در کمر و اندام تحتانی در ۱ سال گذشته بود [۱۶].

به‌طورکلی آزمودنی‌ها در هر دو گروه (PXT و RTF) تکلیف حرکتی اسکات تک‌پا را ۵ مرتبه به‌صورت متوالی، ۲ تکرار با فاصله ۳۰ ثانیه استراحت در ۲ شرایط متفاوت (با و بدون مداخله) به فاصله ۲ دقیقه استراحت انجام دادند (تصویر شماره ۲):

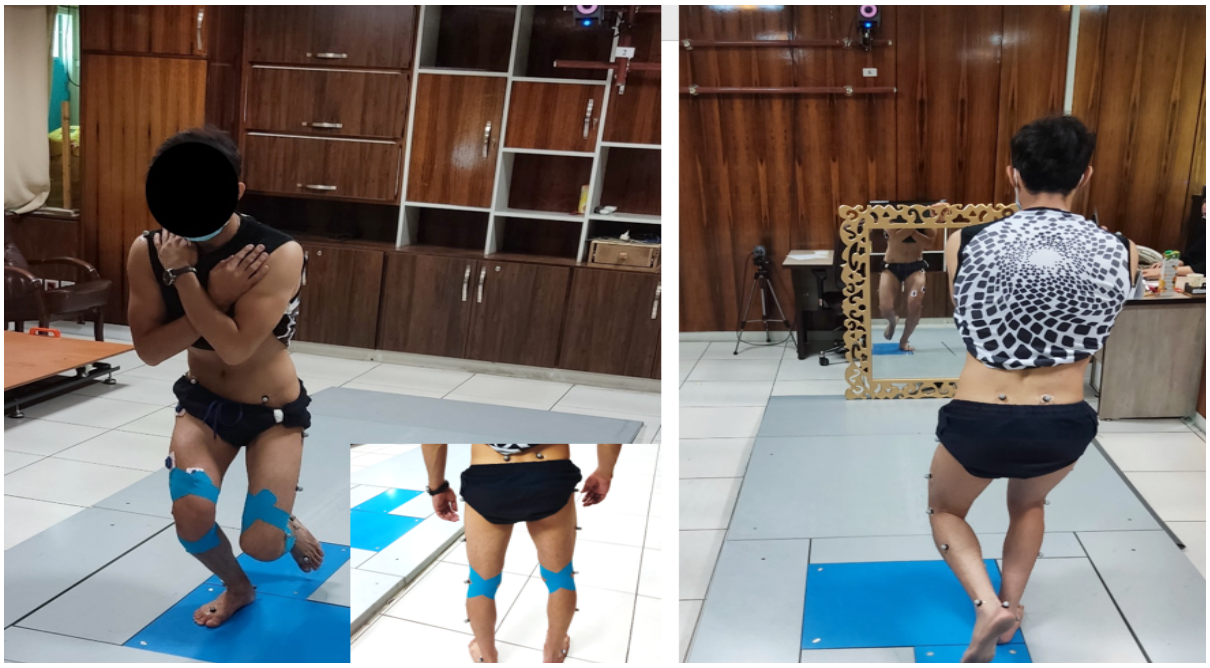
۱. حرکت اسکات تک پا با و بدون PXT در گروه تیپینگ،

۲. حرکت اسکات تک پا با و بدون RTF در گروه فیدبک.

6. G*Power، Franz Faul University of Kiel، Germany

7. Body Mass Index (BMI)

تصویر ۱. راستای استاتیک و دینامیک افراد با سندرم نقص حرکتی تیبیوفمورال واروس



تصویر ۲. انجام تکلیف حرکتی اسکات تک پا در دو گروه PXT و RTF

طب توانبخشی

در این حرکت از شرکت‌کنندگان خواسته شد ابتدا با فاصله پاها به اندازه عرض شانه‌ها نسبت به یکدیگر و دست‌ها به‌صورت ضربدری بر روی قفسه سینه قرار بگیرند. سپس از آن‌ها خواسته شد درحالی‌که در تمام فرایند اجرای حرکت تنه را صاف نگه داشته و پا غیرغالب را در ۹۰° فلکشن زانو قرار دهند، زانو پای مورد ارزیابی را تا ۶۰° به فلکشن ببرند و سپس به حالت اولیه بازگردند، قبل از ثبت داده‌ها، با شرکت‌کنندگان دررابطه‌با میزان فلکشن و سرعت نرمال انجام حرکت تمرین و دستورالعمل‌های لازم درخصوص چگونگی انجام تکلیف حرکتی داده شد. در حین انجام تکلیف حرکتی اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی در هر ۳ صفحه حرکتی و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات وستوس مدیالیس، وستوس لترالیس، گلوتئوسمدیوس و تنسورفاسیالاتا در ۳ حرکت میانی اسکات تک‌پا در ۲ مرحله پایین آمدن (فاز اکسنتریک) و بالا آمدن (فاز کانسنتریک) ثبت و تجزیه‌وتحلیل شد. مرحله اکسنتریک، از شروع فلکشن زانو تا بیشترین میزان فلکشن زانو و مرحله کانسنتریک از بیشترین میزان فلکشن زانو تا بیشترین میزان اکستنشن زانو در نظر گرفته شد [۱۲]. قبل از اجرای تکلیف حرکتی، جهت گرم کردن از شرکت‌کنندگان خواسته شد ۵ دقیقه بدون مقاومت با سرعت دلخواه بر روی دوچرخه ثابت رکاب بزنند. همچنین تحقیق حاضر در مرکز کلینیک توانبخشی موفقیان زیر نظر دانشگاه صنعتی شریف انجام شد.

در گروه PXT، کینزیوتیپ[8] به عرض ۵ سانتی‌متر توسط یک متخصص حرکات اصلاحی با تجربه به پای غالب شرکت‌کنندگان به روش PXT، درحالی که افراد در وضعیت نشسته و زانو تقریبا در ۲۰° فلکشن قرار می‌گیرند تیپ شد. در تیپینگ به روش PXT از دو استرپ با شدت متوسط و بدون ایجاد احساس ناراحتی در افراد به‌صورت مارپیچ استفاده شد. اولین استریپ از قسمت خارجی پروگزیمال فمور شروع شد و به قسمت داخلی تیبیا با هدف کنترل روتیشن بیش از حد در مفصل تیبیوفمورال و اینترنال روتیشن فمور، اولین استریپ از قسمت خارجی پروگزیمال فمور شروع و به قسمت داخلی تیبیا با هدف تیپ شد و دومین استریپ از قسمت داخلی پروگزیمال فمور شروع شد و به قسمت خارجی تیبیا با هدف کنترل هایپراکستنشن بیش از حد زانو تیپ شد. به این صورت که از نمای خلفی زانو تیپ‌ها شکل X پیدا کرد [۲، ۳].

همچنین در طول فرایند اجرای تحقیق از شرکت‌کنندگان خواسته شد علائم نامطلوب استفاده از تیپ را گزارش کنند و در صورت وجود ناراحتی، متخصصان پس از برداشتن نوار، وضعیت پوست بررسی شد. در گروه RTF، شرکت‌کنندگان از طریق آینه تمام قدی که روبه‌روی آن‌ها قرار داشت حین انجام تکلیف حرکتی اسکات بازخورد بیرونی دررابطه‌با وضعیت کینماتیکی اندام‌های خود نسبت به یکدیگر دریافت کردند. به آن‌ها گفته شد که حین تکلیف حرکتی زانوها باید مستقیم به جلو نگاه کنند، از نزدیک شدن زانوها به خط میانی بدن جلوگیری کنند، لگن را در یک سطح با هدف پیشگیری از چرخش داخلی هیپ و افتادگی لگن طرف مقابل حفظ و از طریق آینه بازخوردهای لازم را دریافت کنند. همچنین هیچ‌گونه بازخوردی در رابطه وضعیت

8. Leukotape؛ BSN Medical، Hamburg، Germany

اندام فوقانی حین انجام تکلیف حرکتی به افراد داده نشد.

قبل از اجرای آزمون در مرحله الکترودگذاری، از الکترودهای سطحی نقره-کلراید یکبار مصرف مدل F-RG ساخت شرکت Skintact کشور آلمان استفاده شد. فاصله مرکز تا مرکز الکترودها تقریباً ۲/۵ سانتی‌متر بود که در جهت فیبرهای عضلات بر روی پای برتر براساس پروتکل SENIAM قرار گرفت. جهت مشخص کردن پای برتر از آزمودنی‌ها خواسته شد به توپ ضربه بزنند [۱۷-۲۰]. همچنین جهت کاهش مقاومت پوست[۹] برای افزایش کیفیت دریافت بیوسیگنال‌های عضلانی، سطح پوست تراشیده، سمباده کشیده و با الکل ۷۰ درصد تمیز شد. سیگنال‌های الکتریکی عضلات با استفاده از سیستم الکترومایوگرافی وایرلس برند مایسون[۱۰] (۱۶ کاناله، ساخت کشور سوئیس) با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت و سپس نویز داده‌ها با پهنای باند ۱۰ تا ۴۵۰ هرتز فیلتر[۱۱] شد. داده‌های ثبت‌شده با استفاده از شیوه ریشه میانگین مجذور[۱۲] جهت تعیین میزان فعالیت امواج تجزیه‌وتحلیل شد. به منظور نرمال‌سازی داده‌ها، فعالیت هر عضله براساس درصدی از بیشترین ریشه میانگین مجذور سیگنال در طول فعالیت نرمال و بیان شد. همچنین برای تحلیل سیگنال‌های خام از نرم‌افزار متلب[۱۳] استفاده شد.

به منظور ثبت متغیرهای کینماتیکی از سیستم آنالیز حرکت (مدل Vicon، ساخت کشور انگلستان) مجهز به ۱۰ دوربین استفاده و فرکانس نمونه‌برداری ۲۵۰ هرتز در نظر گرفته شد. داده‌های حاصل از ثبت کینماتیک اندام تحتانی در هر ۳ صفحه حرکتی حین اسکات تک‌پا با استفاده از نرم‌افزار نکسوس[۱۴] (نسخه ۲/۵) محاسبه و میانگین زوایای مورد نظر تعیین گردید. همچنین جهت ارزیابی کینماتیک اندام تحتانی حین اسکات تک‌پا پس از کالیبراسیون سیستم و قبل از انجام تست ۱۸ مارکر بازتابنده آناتومیکی با قطر ۱۵ میلی‌متر در هر دو پا به روش پلاگین گیت[۱۵] بر روی سر متاتارسال دوم، قوزک خارجی، پشت پاشنه پا، قسمت میانی خارجی ساق پا، کندیل خارجی زانو، تروکانتر بزرگ، قسمت میانی خارجی فمور، خار خاصره قدامی فوقانی[۱۶]، خار خاصره خلفی فوقانی[۱۷] در هر فرد نصب شد.

به منظور بررسی، تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌های خام به‌دست‌آمده از تحقیق، از آمار توصیفی و استنباطی استفاده شد. برای توصیف ویژگی‌های جمعیت شناختی آزمودنی‌ها از میانگین توصیفی و انحراف‌معیار و جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک[۱۸] استفاده شد. باتوجه‌به نرمال بودن توزیع داده‌ها، پس از تحلیل، نرمال‌سازی و فیلترینگ داده‌های حاصل از ثبت فعالیت الکترومایوگرافی عضلات موردمطالعه و کینماتیک اندام تحتانی با استفاده از نرم‌افزار متلب[۱۹]، از آزمون آماری میکس آنوا[۲۰] برای بررسی متغیرهای تحقیق استفاده شد. همچنین در صورت معناداری اثرات اصلی یا اثر متقابل (زمان×گروه) جهت بررسی تفاوت‌های درونی از آزمون بونفرونی استفاده شد. عامل درون‌گروهی (قبل و بعد از مداخله) به‌عنوان اثر اصلی زمان و عامل بین گروهی (گروه RTF و PXT) به‌عنوان اثر اصلی گروه در نظر گرفته شد. داده‌های خام حاصل از تحقیق در برنامه اکسل جمع‌بندی و با برنامه SPSS نسخه[۲۱] ۲۲ مورد تجزیه‌وتحلیل قرار گرفت. سطح معناداری در تحقیق حاضر در سطح ۹۵ درصد با میزان آلفای کوچکتر و یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در پژوهش حاضر، تعداد ۲۴ ورزشکار تفریحی مرد با راستای تیبیوفمورال واروس در دو گروه RTF و PXT موردمطالعه قرار گرفتند. بررسی مشخصه‌های جمعیت‌شناختی نشان داد که در میانگین و انحراف‌معیار سن، قد، وزن، شاخص توده بدنی و فاصله بین کندیل‌های داخلی زانو شرکت‌کنندگان بین دو گروه از نظر آماری تفاوت معناداری وجود ندارد (P>۰/۰۵) (جدول شماره ۱).

نتایج تجزیه‌وتحلیل داده‌های الکترومیوگرافی عضلات براساس آزمون آماری آنووا دو طرفه حاکی از عدم تفاوت معناداری در اثر متقابل گروه و زمان، و اثر اصلی گروه در پارامترهای مورد ارزیابی بود، اما اثر اصلی زمان در فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در فاز اکسنتریک معنادار بود و نتایج حاصل از آزمون تعقیبی بونفرونی حاکی از افزایش فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در گروه RTF بود (P=۰/۰۱۳) (جدول شماره ۲).

نتایج تجزیه‌وتحلیل داده‌های کینماتیکی نشان داد که اثر متقابل گروه و زمان در اداکشن هیپ در حداکثر فلکشن زانو، اثر اصلی زمان در چرخش تیبیوفمورال زانو در هر دو فاز اکسنتریک و کانسنتریک و در حداکثر فلکشن زانو، اثر متقابل گروه و زمان در ابداکشن مچ پا در فاز اکسنتریک و در حداکثر فلکشن مچ پا، اثر اصلی زمان در ابداکشن مچ پا در فاز کانسنتریک و اثر اصلی زمان در پرونیشن مچ پا در دو فاز اکسنتریک و کانسنتریک معنادار است.

9. Reduce skin impedance
10. Myon
11. Band-pass filtered
12. Root Mean Squared Error (RMSE) (RMS)
13. Matlab (Mathworks، Natick، version 7. 12. 0، USA)
14. Nexus
15. Plug-in-gait
16. Anterior Superior Iliac Spine (ASIS)
17. Posterior Superior Iliac Spine (PSIS)
18. Shapiro-wilk test
19. Matlab
20. 2×2 Mixed Model ANOVA
21. SPSS version 22، Microsoft Corp.، Redmond، WA

جدول ۱. مشخصات جمعیت‌شناختی شرکت‌کنندگان با آزمون آماری تی مستقل (n=۱۲)

متغیر	میانگین±انحراف‌معیار		P
	RTF	PXT	
سن (سال)	۲۵/۶۱±۲/۳۹	۲۵/۴۵±۱/۲۷	۰/۱۶۲
وزن (کیلوگرم)	۷۳/۱۸±۲/۲۰	۷۲/۹۳±۳/۴۵	۰/۲۴۰
قد (سانتی‌متر)	۱۷۴/۵۹±۳/۶۸	۱۷۵/۴۸±۲/۳۱	۰/۴۱۱
شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۳/۸۹±۰/۹۸	۲۳/۳۴±۱/۱۹	۰/۵۳۴
فاصله بین کندیل‌های داخلی زانو (سانتی‌متر)	۴/۲۱±۰/۴۷	۴/۱۸±۰/۴۱	۰/۲۸۱

، ۰/۰۵ > P اختلاف معنی‌دار

طب‌توانبخشی

نتایج حاصل از آزمون تعقیبی بونفرونی حاکی از کاهش اداکشن هیپ بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در گروه RTF (P=۰/۰۰۱)، کاهش اداکشن هیپ در گروه RTF نسبت به PXT بعد از مداخله (P=۰/۰۳۴)، کاهش چرخش خارجی تیبیوفمورال زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در حداکثر فلکشن زانو (P=۰/۰۳۴)، فاز اکسنتریک (P=۰/۰۰۱) و فاز کانسنتریک (P=۰/۰۰۱) در گروه PXT، کاهش پرونیشن مچ پا بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در هر دو فاز اکسنتریک (P=۰/۰۰۱) و کانسنتریک (P=۰/۰۰۱) در گروه PXT و در فاز اکسنتریک (P=۰/۰۰۴) در گروه RTF، افزایش ابداکشن مچ پا بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله در هر دو فاز کانسنتریک (P=۰/۰۰۱) و اکسنتریک (P=۰/۰۰۱) و در حداکثر فلکشن زانو (P=۰/۰۰۴) در گروه PXT و در فاز اکسنتریک در گروه RTF (P=۰/۰۰۶)، کاهش دورسی فلکشن مچ پا در حداکثر فلکشن زانو بعد از مداخله نسبت به قبل از مداخله (P=۰/۰۱۷) در گروه RTF بود (جدول شماره ۳).

جدول ۲. نتایج فعالیت عضلات حین تکلیف اسکات تک پا قبل و بعد از مداخله در دو گروه RTF و PXT

متغیر	گروه	میانگین±انحراف‌معیار				P		
		RTF		PXT				
		قبل از مداخله	بعد از مداخله	قبل از مداخله	بعد از مداخله	اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
وستوس مدیالیس	اکسنتریک	۰/۹۱±۰/۱۶	۰/۹۷±۰/۱۴	۰/۹۳±۰/۱۲	۰/۹۵±۰/۰۹	۰/۱۲۲	۰/۹۵۴	۰/۵۴۰
	کانسنتریک	۱/۲۳±۰/۱۷	۱/۲۲±۰/۱۵	۱/۱۸±۰/۱۹	۱/۱۸±۰/۲۰	۰/۹۱۳	۰/۶۵۰	۰/۹۷۳
وستوس لترالیس	اکسنتریک	۰/۹۴±۰/۱۵	۱/۰۰±۰/۱۲	۰/۹۵±۰/۰۹	۱/۰۰±۰/۰۹	۰/۰۵۱	۰/۸۳۱	۰/۷۳۲
	کانسنتریک	۱/۱۷±۰/۱۸	۱/۱۴±۰/۱۷	۱/۱۳±۰/۲۱	۱/۱۰±۰/۲۰	۰/۱۱۲	۰/۶۷۰	۰/۸۹۸
گلوتئوس مدیوس	اکسنتریک	۰/۷۷±۰/۰۹	۰/۸۴±۰/۱۲ [a]	۰/۷۵±۰/۰۷	۰/۸۰±۰/۱۳	۰/۰۰۵*	۰/۵۵۴	۰/۵۰۷
	کانسنتریک	۱/۲۶±۰/۰۶	۱/۲۰±۰/۱۳	۱/۲۶±۰/۰۶	۱/۲۶±۰/۰۶	۰/۲۷۷	۰/۴۴۶	۰/۳۸۴
تنسورفاسیالاتا	اکسنتریک	۱/۰۱±۰/۰۷	۱/۰۲ ±۰/۰۶	۱/۰۴±۰/۰۶	۱/۰۶±۰/۰۷	۰/۴۷۷	۰/۲۸۸	۰/۸۹۰
	کانسنتریک	۱/۰۲±۰/۱۶	۱/۰۱±۰/۱۰	۱/۰۰±۰/۱۴	۰/۹۷±۰/۱۵	۰/۴۴۳	۰/۶۵۸	۰/۸۱۰
نسبت وستوس مدیالیس/وستوس لترالیس	اکسنتریک	۰/۹۷±۰/۰۷	۰/۹۷±۰/۰۵	۰/۹۷±۰/۰۷	۰/۹۵±۰/۰۸	۰/۳۴۵	۰/۶۹۶	۰/۶۶۶
	کانسنتریک	۱/۰۶±۰/۰۷	۱/۰۸±۱/۰۶	۱/۰۵±۰/۰۷	۱/۰۹±۰/۱۰	۰/۱۳۲	۰/۹۶۶	۰/۶۵۸
نسبت گلوتئوس مدیوس/تنسورفاسیالاتا	اکسنتریک	۰/۷۵±۰/۰۷	۰/۸۲±۰/۱۱	۰/۷۲±۰/۰۵	۰/۷۵±۰/۱۱	۰/۰۵۷	۰/۱۹۸	۰/۵۴۶
	کانسنتریک	۱/۲۷±۰/۲۵	۱/۲۰±۰/۱۹	۱/۲۹±۰/۱۹	۱/۳۱±۰/۲۱	۰/۶۰۵	۰/۵۲۶	۰/۲۰۷

طب‌توانبخشی

*۰/۰۵>P اختلاف معناداری، آزمون تعقیبی بونفرونی: [a]تفاوت درون‌گروهی، [b]تفاوت بین گروهی

جدول ۳. نتایج کینماتیک اندام تحتانی حین تکلیف اسکات تک پا قبل و بعد از مداخله در دو گروه RTF و PXT

متغیر		گروه	میانگین±انحراف‌معیار				P		
			RTF		PXT				
			قبل از مداخله	بعد از مداخله	قبل از مداخله	بعد از مداخله	اثر اصلی زمان	اثر اصلی گروه	اثر متقابل گروه و زمان
مچ پا (درجه)	فاز اکسنتریک	ساجیتال	۴۲/۷۸±۴/۴۸	۴۵/۸۷±۵/۳۰	۴۲/۰۱±۵/۴۹	۴۳/۳۵±۴/۵۵	۰/۱۱۰	۰/۹۴۵	۰/۰۷۹
		فرونتال	۴/۲۷±۲/۸۳	۳/۰۱±۴/۹۷	۴/۴۹±۲/۶۴	۴/۹۴±۴/۸۷	۰/۵۷۶	۰/۵۷۲	۰/۲۵۰
		ترنسورس	−۱/۹۸±۱۰/۸۱	−۴/۱۲±۱۱/۴۷	−۲/۲۲±۱۰/۷۰	−۲/۳۴±۱۲/۴۸	۰/۱۳۷	۰/۸۹۴	۰/۱۷۷
	فاز کانسنتریک	ساجیتال	۴۶/۸۹±۹/۶۰	۴۸/۸۹±۸/۴۰	۴۴/۳۷±۷/۲۴	۴۶/۵۶±۷/۲۵	۰/۱۶۹	۰/۵۳۶	۰/۹۵۱
		فرونتال	۶/۸۵±۳/۳۴	۴/۶۶±۰/۰۹	۶/۳۹±۲/۹۷	۷/۱۵±۵/۲۷	۰/۲۸۳	۰/۶۴۶	۰/۰۸۷
		ترنسورس	−۴/۰۴±۱۰/۶۶	−۵/۳۱±۱۰/۴۱	−۴/۰۹±۹/۸۶	−۴/۰۲±۱۲/۲۹	۰/۴۷۱	۰/۹۱۰	۰/۴۲۴
	در حداکثر فلکشن زانو	ساجیتال	۷۳/۴۹±۱۰/۹۹	۷۳/۹۲±۸/۳۵	۷۴/۱۸±۱۰/۷۰	۷۴/۸۲±۹/۵۲	۰/۶۹۹	۰/۸۷۱	۰/۹۴۲
		فرونتال	۱۵/۳۰±۴/۴۱	۸/۸۲±۴/۹۷ [a]	۱۶/۱۳±۴/۳۱	۱۵/۴۶±۶/۲۳ [b]	۰/۰۰۶*	۰/۱۲۱	۰/*۰۲۰
		ترنسورس	−۵/۱۴±۱۲/۹۸	−۷/۳۷±۱۴/۳۸	−۵/۹۸±۱۲/۹۶	−۶/۲۰±۱۵/۳۳	۰/۳۲۰	۰/۹۸۱	۰/۴۱۰
زانو (درجه)	فاز اکسنتریک	ساجیتال	۴۲/۰۶±۳/۱۱	۴۶/۳۴±۶/۴۵	۴۴/۷۰±۴/۲۲	۴۵/۹۲±۳/۳۶	۰/۰۸۵	۰/۵۱۹	۰/۳۲۰
		فرونتال	۴/۵۹±۵/۵۸	۵/۸۶±۷/۷۹	۳/۴۸±۶/۰۹	۳/۴۸±۶/۷۵	۰/۴۹۷	۰/۵۹۰	۰/۴۹۹
		ترنسورس	−۶/۴۱±۱۱/۸۱	−۲/۰۰±۱۵/۸۸	−۶/۷۰±۱۰/۴۴	۲/۵۸±۱۲/۱۷ [a]	۰/۰۰۱*	۰/۷۳۳	۰/۱۴۳
	فاز کانسنتریک	ساجیتال	۴۵/۰۱±۶/۶۶	۴۴/۹۰±۸/۹۰	۴۲/۵۸±۴/۶۱	۴۴/۴۹±۶/۱۹	۰/۵۶۷	۰/۶۴۷	۰/۵۲۱
		فرونتال	۲/۶۶±۵/۵۹	۴/۵۶±۷/۳۳	۲/۴۷±۵/۵۹	۲/۲۳±۶/۷۱	۰/۲۵۲	۰/۶۸۷	۰/۲۳۶
		ترنسورس	−۵/۲۸±۱۱/۶۶	−۱/۸۱±۱۴/۸۵	−۶/۱۲±۱۱/۱۱	۳/۰۰±۱۳/۰۹ [a]	۰/۰۰۱*	۰/۷۵۳	۰/۰۸۷
	در حداکثر فلکشن زانو	ساجیتال	۸۲/۷۸±۴/۲۹	۷۸/۵۷±۳/۰۰	۸۴/۷۵±۸/۰۵	۸۴/۶۱±۵/۳۰	۰/۰۶۶	۰/۱۳۴	۰/۰۸۳
		فرونتال	۰/۴۹±۸/۰۵	۲/۵۹±۱۰/۳۳	−۱/۳۴±۸/۹۵	−۰/۷۷±۱۰/۶۵	۰/۳۴۴	۰/۵۷۹	۰/۵۸۴
		ترنسورس	۱/۷۶±۱۴/۵۲	۶/۳۴±۱۶/۷۳	−۰/۰۱±۱۲/۲۴	۱۰/۶۳±۱۵/۰۴ [a]	۰/۰۰۳*	۰/۸۶۰	۰/۱۸۱
مچ پا (درجه)	فاز اکسنتریک	ساجیتال	۲۴/۶۹±۲/۶۳	۲۵/۷۴±۴/۳۹	۲۴/۲۷±۲/۵۶	۲۶/۱۳±۲/۲۲	۰/۱۱۸	۰/۹۹۴	۰/۴۵۸
		فرونتال	۱/۲۷±۴/۴۱	۲/۸۸±۳/۴۲ [a]	۰/۹۶±۳/۶۵	۳/۷۲±۳/۸۵ [a]	۰/۰۰۱*	۰/۸۹۰	۰/۱۰۹
		ترنسورس	−۳/۰۶±۱۵/۰۳	−۸/۳۷±۱۳/۰۰ [a]	−۲/۱۹±۱۴/۲۵	−۱۲/۸۰±۱۴/۸۲ [a]	۰/۰۰۱*	۰/۸۰۵	۰/۰۳۸*
	فاز کانسنتریک	ساجیتال	۲۴/۲۷±۲/۵۸	۲۳/۴۳±۴/۶۷	۲۱/۸۴±۱/۹۰	۲۳/۹۹±۳/۸۳	۰/۳۹۰	۰/۵۵۴	۰/۰۶۲
		فرونتال	۱/۲۲±۴/۳۰	۲/۴۴±۲/۸۶	۰/۵۵±۳/۵۸	۳/۳۹±۳/۸۰ [a]	۰/۰۰۱*	۰/۹۳۷	۰/۱۱۶
		ترنسورس	−۳/۰۲±۱۴/۷۵	−۷/۲۴±۱۱/۱۷	−۰/۸۶±۱۳/۷۵	−۱۱/۸۰±۱۵/۵۱ [a]	۰/۰۰۱*	۰/۸۶۲	۰/۰۵۲
	در حداکثر فلکشن زانو	ساجیتال	۳۹/۷۹±۳/۰۳	۳۶/۷۱±۲/۵۰ [a]	۳۹/۴۲±۳/۸۱	۴۱/۷۱±۴/۷۵	۰/۶۲۹	۰/۱۷۵	۰/۰۰۵*
		فرونتال	۵/۵۷±۴/۱۰	۵/۴۳±۳/۳۵	۵/۰۵±۳/۳۷	۷/۶۴±۴/۵۷	۰/۰۷۸	۰/۶۶۰	۰/۰۵۲
		ترنسورس	−۱۵/۷۲±۱۳/۵۰	−۱۶/۳۰±۱۱/۷۲	−۱۵/۱۲±۱۳/۰۵	−۲۴/۰۱±۱۶/۳۵ [a]	۰/۰۲۳*	۰/۶۰۰	۰/۰۴۱*

*P<۰/۰۵ اختلاف معناداری، آزمون تعقیبی بونفرونی: [a]= تفاوت درون گروهی، [b]= تفاوت بین گروهی

طب توانبخشی

بحث

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر PXT و RTF بر بهبود کینماتیک اندام تحتانی و الگوی فعالیت عضلانی حین تکلیف اسکات تک‌پا در افراد با تیبیوفمورال واروس بود. دررابطه‌با این افراد توصیه شده است که پروتکل‌های تمرینی باید باهدف تقویت عضلات اکسترنال روتاتور و بهبود الگوهای حرکتی ناقص حین فعالیت‌های عملکردی طراحی شود [۲]. باتوجه‌به اینکه در افراد با تیبیوفمورال واروس حین فعالیت‌های عملکردی، اداکشن و اینترنال روتیشن هیپ مشاهده می‌شود، نتایج مطالعه حاضر نشان داد که انجام حرکت اسکات تک‌پا با RTF می‌تواند به‌عنوان یک روش مؤثر جهت کاهش اداکشن هیپ در نظر گرفته شود و کاهش چرخش خارجی تیبیوفمورال زانو نیز مشاهده شد اما ازنظر آماری معنادار نبود. نتایج حاضر با بسیاری از مطالعات مشابه مبنی بر اثر آنی RTF بر بهبود کینماتیک اندام تحتانی در صفحه فرونتال مطابقت دارد [۱۱]

از طرفی دیگر نتایج مطالعه حاضر حاکی از افزایش فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس در فاز اکسنتریک بعد از مداخله RTF بود که این افزایش فعالیت با نتایج کینماتیک مطالعه حاضر مبنی بر کاهش اداکشن هیپ در این افراد مرتبط می‌باشد. به بیان دیگر تقویت عضله گلوتئوس مدیوس به‌عنوان کنترل‌کننده اصلی اداکشن و اینترنال روتیشن هیپ حین تکلیف اسکات تک‌پا در طول مناسب و پوزیشن مناسب اسکات تک‌پا صورت گرفته است. بااین‌حال فعالیت این عضله در فاز کانسنتریک ازنظر آماری معنادار نبود، اما با کاهش محسوس فعالیت نیز روبه‌رو بود که این نتیجه را می‌توان به نظریه بیکفایتی فعال[۲۲] در این عضله به‌علت افزایش طول استراحت عضله گلوتئوس مدیوس و جابه‌جایی منحنی طول-تنش به راست در افراد تیبیوفمورال واروس مرتبط دانست. از طرفی دیگر باتوجه‌به عدم معناداری در کاهش نسبت فعالیت گلوتئوس مدیوس به تنسوفاسیالاتا در هر دو فاز کانستریک و اکسنتریک، غلبه عضله سینرژیست به‌عنوان یک ریسک فکتور آسیب‌های غیربرخوردی زانو حین تکلیف حرکتی صورت نگرفته است.

در همین رابطه مطالعات متعددی به اهمیت بررسی نسبت فعالیت عضلات جهت پیشگیری از آسیب‌های غیربرخورد اندام تحتانی از جمله سندرم درد پتلوفمورال و ITBS اشاره کرده‌اند [۱۸، ۲۱]. بااین‌حال در مطالعه حاضر افزایش فعالیت عضله گلوتئوس مدیوس بدون کاهش نسبت فعالیت گلوتئوس مدیوس به تنسورفاسیالاتا رخ داده است و در فعالیت سایر عضلات موردمطالعه قبل و بعد از مداخله در هر دو گروه RTF و PXT تفاوت معناداری مشاهده نشد. همچنین نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده از PXT حین حرکت اسکات تک‌پا با کاهش اداکشن و اینترنال روتیشن هیپ و ابداکشن زانو همراه نیست. باوجوداین نتایج این مطالعه نشان داد که استفاده از PXT به‌طور مؤثری چرخش خارجی تیبیوفمورال زانو را در هر دو فاز کانستریک، اکسنتریک و حداکثر فلکشن زانو کاهش می‌دهد. از طرفی نتایج مطالعه حاضر حاکی از افزایش ابداکشن مچ پا در هر دو فاز کانسنتریک، اکسنتریک و در حداکثر فلکشن زانو بعد از مداخله PXT بود که باتوجه‌به نسبی بودن چرخش مفاصل نسبت به مفاصل پروگزیمال خود، این وضعیت را می‌توان با افزایش چرخش داخلی مفصل تیبیوفمورال زانو مرتبط دانست.

در مطالعه حاضر ما دقیقاً این وضعیت را بعد از مداخله PXT مشاهده کردیم: چرخش داخلی تیبیا نسبت به فمور و مچ پا حین تکلیف اسکات تک پا. در همین رابطه سهرمن پیشنهاد کرده بود که استفاده از PXT حین تکالیف عملکردی ممکن است باعث کاهش چرخش‌های بیش از حد تیبیوفمورال زانو شود و با کاهش درد همراه باشد [۲]. در مطالعه مشابه‌ای دیگر باوجود عدم ارزیابی کینماتیک اندام تحتانی، گزارش شده است که کاهش درد زانو در افراد با مشکل استئوارتریت با استفاده از PXT احتمالاً به‌علت کنترل چرخش‌های مفصل تیبیوفمورال حین فعالیت‌های عملکردی می‌باشد [۱۳]. بنابراین نتایج حاصل از مطالعه حاضر می‌تواند فرضیه تحقیق آن‌ها را مبنی بر کاهش درد زانو به‌علت کنترل چرخش‌های مفصل تیبیوفمورال را با استفاده از PXT حین تکالیف عملکردی تأیید کند.

از طرفی دیگر ایوهان و همکاران گزارش کردند که PXT با کاهش تغییرات کینماتیکی زانو ازجمله اداکشن و چرخش‌های تیبیوفورال همراه نیست اما می‌تواند باعث کاهش درد زانو در افراد با سندرم درد پتلوفمورال شود [۳] که دررابطه‌با چرخش تیبیوفمورال با نتایج مطالعه ما همسو نبود. به نظر می‌رسد عدم همسو بودن نتایج این مطالعه با مطالعه حاضر می‌تواند با نوع افراد شرکت‌کننده، نوع تکلیف حرکتی و روش تیپینگ PXT مرتبط باشد. آن‌ها به بررسی اثر PXT حین تکلیف Step down در افراد با سندرم درد پتلوفمورال پرداختند و همچنین تیپینگ PXT را متفاوت از مطالعه حاضر از منظر میزان تنشن و همچنین روش تیپینگ اعمال کرده بودند. بااین‌حال باتوجه‌به نتایج مطالعه حاضر، استفاده از PXT می‌تواند به‌عنوان یک مداخله مؤثر جهت کنترل چرخش‌های بیش از حد تیبیوفمورال حین تکلیف اسکات تک‌پا در افراد با تیبیوفمورال واروس در نظر گرفته شود.

سهرمن این روش را به‌طور ویژه برای افراد با بدراستایی تیبیوفمورال واروس توصیه کرده است اگرچه شواهد بالینی را برای این استدلال ارائه نداد. همچنین نتایج تحقیق حاضر نشان داد که مداخله PXT جهت کنترل چرخش‌های تیبیوفمورال زانو حین تکلیف اسکات تک‌پا نسبت به RTF بسیار مؤثرتر بود. در همین رابطه گزارش شده است که طراحی مداخله‌های تمرینی با هدف کاهش چرخش‌های بیش از حد مفصل تیبیوفمورال

22. Active insufficiency

می‌تواند با کاهش نیروهای فشاری داخلی و خارجی زانو همراه باشد و ریسک استئوآرتریت زانو را کاهش دهد [۱۳، ۲۲]. بنابراین براساس نتایج مطالعه حاضر، مداخله PXT نیز می‌تواند با عنوان یک روش مؤثر جهت کاهش ریسک استئوآرتریت زانو در افراد با تیبیوفمورال واروس نیز در نظر گرفته شود.

به‌طورکلی نتایج حاصل از این تحقیق گویای این بود که در افراد با بدراستایی تیبیوفمورال واروس حین اسکات تک‌پا، افزایش اداکشن و اینترنال روتیشن هیپ و همچنین چرخش بیش از حد تیبیوفمورال زانو مشاهده می‌شود. باوجوداین، میزان اداکشن هیپ بعد از مداخله RTF و میزان چرخش خارجی تیبیوفمورال زانو بعد از مداخله PXT کاهش می‌یابد. کاهش چرخش‌های تیبیوفمورال زانو نیز بعد از مداخله در گروه RTF مشاهده شد، اما این نتایج ازنظر آماری معنادار نبود. پیشنهاد می‌شود مطالعات آینده به بررسی اثر هم‌زمان هر دو مداخله بر اصلاح الگوی حرکتی افراد با تیبیوفمورال واروس حین تکالیف مختلف بپردازند.

نتیجه‌گیری

نتایج مطالعه حاضر گویای این بود که افراد با بدراستایی تیبیوفمورال واروس، تکلیف حرکتی اسکات تک‌پا را با اداکشن و اینترنال روتیشن بیش از حد هیپ و همچنین روتیشن بیش از حد تیبیوفمورال زانو انجام دادند و ارائه مداخله‌های PXT و RTF می‌تواند به اشکال مختلفی بر پارامترهای کینماتیکی افراد با بدراستایی تیبیوفمورال واروس تأثیرگذار باشد و با هدف اصلاح آنی نقص‌های پوسچرال در این افراد حین تکلیف حرکتی اسکات تک‌پا مورد استفاده قرار گیرند.

مطالعه حاضر نیز با محدودیت‌هایی همراه بود که باید به آن‌ها توجه شود:

اول، به‌دلیل بررسی اثر آنی و مقطعی بودن این مطالعه اثر بلندمدت این تمرینات را نمی‌توان تعیین کرد.

دوم، تداخل[۲۳] بیوسیگنال‌های عضلانی ممکن است بین عضلات گلوتئوسمدیوس و تنسورفاسیالاتا به‌دلیل استفاده از الکترودهای سطحی رخ داده باشد، با اینکه این یک محدودیت شناخته‌شده از این روش پرکاربرد است.

سوم، باتوجه‌به اینکه شرکت‌کنندگان در این مطالعه مردان فعال بودند، نتایج حاصل از این تحقیق را نمی‌توان به همه افراد از جمله خانم‌ها، افراد مسن و یا با شاخص توده بدنی بالا تعمیم داد.

23. Crosstalk

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

در اجرای پژوهش ملاحظات اخلاقی مطابق با دستورالعمل کمیته اخلاق پژوهشگاه تربیت بدنی ایران در نظر گرفته شده و کد اخلاق به شماره (IR.SSRI.REC.1399.939) و کد کارآزمایی بالینی به شماره (IRCT20200620047851N1) از مرکز ثبت کارآزمایی بالینی ایران دریافت شده است.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه محمدرضا هاتفی در گروه بیوماکنیک و آسیب‌شناسی ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه خوارزمی می‌باشد. این پژوهش هیچ‌گونه کمک مالی از سازمانی‌های دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

نگارش-تهیه پیش‌نویس اصلی، مفهوم‌سازی، روش‌شناسی و جمع‌آوری و تحلیل داده‌ها: محمدرضا هاتفی؛ ملیحه حدادنژاد: نگارش-تهیه پیش‌نویس اصلی، بررسی، جمع‌آوری داده‌ها وتحلیل تاریخ؛ گردآوری داده‌ها، مفهوم‌سازی، ویرایش علمی: فریده باباخانی؛ روش‌شناسی، بررسی، گردآوری داده‌ها، تحلیل تاریخ؛ بررسی، مفهوم‌سازی، ویرایش علمی: مهدی خالقی.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از تمامی شرکت‌کنندگان و کسانی که در انجام این تحقیق ما را یاری کردند تشکر و قدردانی می‌شود.

References

[1] Falsone S, Verstegen M. Bridging the gap from rehab to performance. Mumbai: On Target Publications; 2018. [Link]

[2] Bougie TL. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. Manual Therapy. 2012; 17(2):196. [DOI:10.1016/j.math.2011.12.008]

[3] Lim EH, Kim ME, Kim SH, Park KN. Effects of posterior X taping on movement quality and knee pain intensity during forward-step-down in patients with patellofemoral pain syndrome. Journal of Sports Science and Medicine. 2020; 19(1):224-30. [PMID]

[4] Johnston TE, Baskins TA, Koppel RV, Oliver SA, Stieber DJ, Hoglund LT. The influence of extrinsic factors on knee biomechanics during cycling: A systematic review of the literature. International Journal of Sports Physical Therapy. 2017; 12(7):1023-33. [DOI:10.26603/ijspt20171023] [PMID]

[5] Kwak SD, Ahmad CS, Gardner TR, Grelsamer RP, Henry JH, Blankevoort L, et al. Hamstrings and iliotibial band forces affect knee kinematics and contact pattern. Journal of Orthopaedic Research. 2000; 18(1):101-8. [DOI:10.1002/jor.1100180115] [PMID]

[6] Selkowitz DM, Beneck GJ, Powers CM. Which exercises target the gluteal muscles while minimizing activation of the tensor fascia lata? Electromyographic Assessment Using fine-wire electrodes. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2013; 43(2):54-64. [DOI:10.2519/jospt.2013.4116] [PMID]

[7] Barton CJ, Lack S, Malliaras P, Morrissey D. Gluteal muscle activity and patellofemoral pain syndrome: A systematic review. British Journal of Sports Medicine. 2013; 47(4):207-14. [DOI:10.1136/bjsports-2012-090953] [PMID]

[8] Merican AM, Amis AA. Iliotibial band tension affects patellofemoral and tibiofemoral kinematics. Journal of Biomechanics. 2009; 42(10):1539-46. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2009.03.041] [PMID]

[9] Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG. Cycling injuries of the lower extremity. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2007; 15(12):748-56. [DOI:10.5435/00124635-200712000-00008] [PMID]

[10] de Oliveira Silva D, Azevedo FM. The effect of the mulligan knee taping technique on patellofemoral pain and lower limb biomechanics: letter to the editor. American Journal of Sports Medicine. 2016; 44(8):NP39. [DOI:10.1177/0363546516656175] [PMID]

[11] Marshall AN, Hertel J, Hart JM, Russell S, Saliba SA. Visual biofeedback and changes in lower extremity kinematics in individuals with medial knee displacement. Journal of Athletic Training. 2020; 55(3):255-64. [DOI:10.4085/1062-6050-383-18] [PMID]

[12] Mackay GJK, Stearne SM, Wild CY, Nugent EP, Murdock AP, Mastaglia B, et al. Mulligan knee taping using both elastic and rigid tape reduces pain and alters lower limb biomechanics in female patients with patellofemoral pain. Orthopaedic Journal of Sports Medicine. 2020; 8(5):2325967120921673. [DOI:10.1177/2325967120921673] [PMID]

[13] Park KN, Kim SH. Effects of knee taping during functional activities in older people with knee osteoarthritis: A randomized controlled clinical trial. Geriatrics and Gerontology International. 2018; 18(8):1206-10. [DOI:10.1111/ggi.13448] [PMID]

[14] Song CY, Huang HY, Chen SC, Lin JJ, Chang AH. Effects of femoral rotational taping on pain, lower extremity kinematics, and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. Journal of Science and Medicine in Sport. 2015; 18(4):388-93. [DOI:10.1016/j.jsams.2014.07.009] [PMID]

[15] Kisner C, Colby LA, Borstad J. Therapeutic exercise: Foundations and techniques. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2017. [Link]

[16] Hatefi M, Babakhani F, Balouchi R, Letafatkar A, Wallace BJ. Squat muscle activation patterns with hip rotations in subjects with genu varum deformity. International Journal of Sports Medicine. 2020; 41(11):783-9. [DOI:10.1055/a-1152-5028] [PMID]

[17] McBeth JM, Earl-Boehm JE, Cobb SC, Huddleston WE. Hip muscle activity during 3 side-lying hip-strengthening exercises in distance runners. Journal of Athletic Training. 2012; 47(1):15-23. [DOI:10.4085/1062-6050-47.1.15] [PMID]

[18] Heydarian M, Babakhani F, Hatefi M, Balouchi R, Mohammadian M. Effects of a band loop on muscle activity and dynamic knee valgus during pedaling. Gait and Posture. 2020; 82:301-5. [DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.09.021] [PMID]

[19] Bolgla LA, Uhl TL. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2007; 17(1):102-11. [DOI:10.1016/j.jelekin.2005.11.007] [PMID]

[20] Letafatkar A, Hatefi M, Babakhani F, Abbaszadeh Ghanati H, Wallace B. The influence of hip rotations on muscle activity during unilateral weight-bearing exercises in individuals with and without genu varum: A cross-sectional study. Physical Therapy in Sport. 2020; 43:224-9. [DOI:10.1016/j.ptsp.2020.03.009] [PMID]

[21] Lee JH, Cynn HS, Choi SA, Yoon TL, Jeong HJ. Effects of different hip rotations on gluteus medius and tensor fasciae latae muscle activity during isometric side-lying hip abduction. Journal of Sport Rehabilitation. 2013; 22(4):301-7. [DOI:10.1123/jsr.22.4.301] [PMID]

[22] Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Shamiyeh E, Dunlop DD. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. JAMA. 2001; 286(2):188-95. [DOI:10.1001/jama.286.2.188] [PMID]

This Page Intentionally Left Blank