



Kharazmi University

Research in Sport Medicine and Technology

Print ISSN: 2252 - 0708 Online ISSN: 2588 - 3925

Homepage: <https://jsmt.khu.ac.ir>



The Effects of Short Time Static and Dynamic Stretching on Kinematics Variability of Lower Extremity in Males during Cycling

Ali Abbasi¹ | Heydar Sadeghi¹ | Mehdi Zamanian² | Anoshirvan Kazemnejad³

1. Department of Biomechanics and Sports Injuries, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
2. Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Kharazmi University, Karaj, Iran.
3. Department of Biostatistics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.

corresponding author: Ali Abbasi; abbasi.bio@gmail.com



CrossMark

ARTICLE INFO

Article type:

Research Article

Article history:

Received: 2014/05/25

Revised: 2014/12/01

Accepted: 2014/12/28

Keywords:

Static stretching, Dynamic stretching, kinematics variability, cycling

How to Cite:

Ali Abbasi, Heydar Sadeghi, Mehdi Zamanian, Anoshirvan Kazemnejad. The Effects of Short Time Static and Dynamic Stretching on Kinematics Variability of Lower Extremity in Males during Cycling. *Research In Sport Medicine and Technology*, 2022; 12(23): 1-11.

Abstract

The purpose of present study was to examine the effects of short time static and dynamic stretching of muscles on kinematics variability of lower extremity in healthy active males during cycling. 15 physical education and sport sciences male students from Kharazmi University voluntarily participated in this study. Subjects referred to the laboratory during two days, with 48 hours intervals between each sessions, and lower extremity kinematics data were collected from 30 pedaling cycle on the stationary cycle in 70 RPM in situation of without stretching, after 2, 5, and 10 minutes post stretching by means of motion analysis camera in 50 Hz frequency. Hip, knee and ankle joints angular displacement and velocity were extracted for constructing time series and variability calculation. Results of repeated measure ANOVA did not show any significant differences in angular displacement and velocity variability in hip, knee and ankle joints after 2, 5, and 10 minutes post stretching ($P>0.05$). Regarding results, probably it can be use static and dynamic stretching in warm up programs before cycling or rehabilitation on stationary cycle.



Published by Kharazmi University, Tehran, Iran. Copyright(c) The author(s) This is an open access article under e: CC BY-NC license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>) DOI: 10.29252/jsmt.12.1.1.



پژوهش در طب ورزشی و فناوری

شاپا چاپی: ۰۷۰۸-۲۲۵۲ | شاپا الکترونیکی: ۳۹۲۵-۲۵۸۸

Homepage: <https://jsmt.khu.ac.ir>



تأثیر کشش کوتاه مدت استاتیک و دینامیک بر تغییر پذیری کینماتیکی اندام تحتانی مردان فعال

حین رکاب زدن

علی عباسی^{۱*} | حیدر صادقی^۱ | مهدی زمانیان^۲ | انوشیروان کاظم نژاد^۳

۱. گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران.

۲. گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه خوارزمی، کرج، ایران.

۳. گروه آمار زیستی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران.

نویسنده مسئول: علی عباسی: abbasi.bio@gmail.com

اطلاعات مقاله:

نوع مقاله: مقاله پژوهشی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۳/۴

تاریخ ویرایش: ۱۳۹۳/۹/۱۰

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۱۰/۷

واژه‌های کلیدی:

کشش استاتیک، کشش دینامیک،

تغییر پذیری کینماتیکی، رکاب زدن

ارجاع:

علی عباسی، حیدر صادقی، مهدی زمانیان، انوشیروان کاظم نژاد. تأثیر کشش کوتاه مدت استاتیک و دینامیک بر تغییر پذیری کینماتیکی اندام تحتانی مردان فعال حین رکاب زدن. پژوهش در طب ورزشی و فناوری. ۱۲ (۲۳): ۱۱-۱.

چکیده

هدف مطالعه حاضر بررسی تأثیر کشش کوتاه مدت استاتیک و دینامیک عضلات بر تغییر پذیری کینماتیکی اندام تحتانی مردان جوان سالم فعال در حین رکاب زدن بود. تعداد ۱۵ دانشجوی پسر تربیت بدنی و علوم ورزشی از دانشگاه خوارزمی به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. آزمودنیها در طی دو روز با اختلاف ۴۸ ساعت در هر مراجعه به آزمایشگاه مراجعه کردند و در حالت‌های بدون کشش و پس از گذشت ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش استاتیک و دینامیک اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی آنها در ۳۰ سیکل رکاب زدن دوچرخه ثابت در شدت کار ۷۰ دور بر دقیقه توسط دوربین تحلیل حرکت با فرکانس ۵۰ هرتز ثبت شد. اطلاعات جابجایی و سرعت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا برای ساختن سری زمانی و محاسبه تغییر پذیری استخراج شدند. نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری نشان داد که تفاوت معنی‌داری در تغییر پذیری جابجایی و سرعت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در وهله‌های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه بعد از کشش استاتیک و دینامیک وجود ندارد ($P > 0.05$). با توجه به نتایج احتمالا می‌توان در برنامه گرم کردن قبل از رکاب زدن یا انجام بازتوانی روی دوچرخه ثابت از هر دو نوع کشش استاتیک و دینامیک به یک میزان بهره برد.

مقدمه

فعالتهای گرم کردن که قبل از انجام فعالیت ورزشی اصلی انجام می گیرند، یک روش آماده سازی رایج در بین ورزشکاران حرفه ای و تفریحی به شمار می رود. کشش استاتیک یکی از اجزای اصلی برنامه های گرم کردن است که معمولاً با هدف افزایش دامنه حرکتی، پیشگیری از آسیب، کاهش کوفتگی عضلانی و بهبود عملکرد مورد استفاده قرار می گیرد (۱-۴). در هر حال اخیراً تعدادی از مطالعات نتیجه گیری کرده اند که احتمالاً کشش استاتیک تأثیری بر پیشگیری از صدمات ندارد (۵، ۶) و یا می تواند به طور موقتی توانایی تولید نیروی عضلانی را کاهش دهد (۷-۱۰). این کاهش موقتی در تولید نیرو بواسطه کشش به عنوان «کاهش نیرو ناشی از کشش»^۱ نامیده شده است (۱۱) و به عنوان یک عامل تعیین کننده برای عملکرد ورزشی شناخته شده است (۱۲). پیشنهادهای اخیر در مورد عدم ادامه استفاده از کشش استاتیک قبل از رخدادهای ورزشی (۱۳) ورزشکاران را به استفاده از دیگر گونه های کشش قبل از تمرین (یعنی کشش دینامیک) (۱۴) ترغیب می کند تا از فواید کشش بهره ببرند.

مطالعات اخیر پیشنهاد کرده اند که انجام فعالیت های کششی دینامیک قبل از فعالیت ورزشی ممکن است باعث بهبود عملکرد متعاقب شوند و کاهش در قدرت و عملکرد را ایجاد نکنند (۱۵، ۱۶). اما تعداد این مطالعات اندک بوده و تأثیر کشش دینامیک را فقط بر پارامترهای قدرت عضلانی (۱۵) یا عملکرد پرش ارتفاع (۱۶) مورد بررسی قرار داده اند. در معدود مطالعات انجام گرفته در زمینه تأثیر کشش بر پارامترهای بیومکانیکی، تأثیر مثبت کشش استاتیک بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن سالمندان گزارش شده است (۱۷). یا اینکه ادعا شده است کشش دینامیک در مقایسه با کشش استاتیک روش مناسب تری برای آماده سازی پارامترهای کینماتیکی شوت داخل پای فوتبال است (۱۸). در هر حال مطالعه ای که به بررسی تأثیر حاد کشش استاتیک و دینامیک بر تغییرپذیری پارامترهای کینماتیکی پرداخته باشد مشاهده نمی شود.

تغییرپذیری در حرکت انسان می تواند به عنوان تغییراتی توصیف شود که در عملکرد حرکتی در طی تکرارهای چندگانه یک وظیفه یا عملکرد اتفاق می افتد. تغییرپذیری حرکتی در ابتدا به عنوان «نویز» تلقی می شد که نشان دهنده خطا در نقشه، اجرا و خروجی حرکت بود (۱۹)، اما محققینی مدعی شده اند که تغییرپذیری می تواند منجر به تولید حرکات اختیاری بسیار مفید برای فرایند کنترل حرکت و هماهنگی شود (۲۰-۲۲). این دیدگاه از مطالعه رفتار سیستمهای پویای غیرخطی آشفته استخراج شده است که در حرکت انسان بکار می رود. در این دیدگاه اعتقاد بر این است که تغییرپذیری یک ویژگی ضروری رفتار سیستم می باشد که از ویژگی های دینامیک غیر خطی درون سیستم عصبی- حرکتی ناشی می شود. با این حال تغییرپذیری در تحلیل حرکات و مهارتهای ورزشی کمتر مورد بررسی قرار گرفته است و به طور ویژه در بررسی پارامترهای کینماتیکی رکاب زدن پس از انجام کشش مورد بررسی قرار نگرفته است.

دوچرخه سواری به عنوان فعالیت ورزشی و تفریحی شناخته شده است که فواید آن از نظر درمانی مورد توجه قرار گرفته است. علیرغم اینکه دوچرخه سواری به طور کلی به عنوان یک تمرین زنجیره حرکتی بسته در نظر گرفته می شود، همیشه

ممکن نیست وضعیت و بار مفصلی در زنجیره حرکتی در سکانس خاصی قابل پیش‌بینی باشد. رکاب زدن با آهنگ ثابت و مقاومت مناسب می‌تواند تمرین بازتوانی مناسبی برای بیماران با آسیب ACL باشد (۲۳). عوامل زیادی مانند تغییر در نرخ رکاب زدن، وضعیت و جهت بدن، تغییر در ارتفاع زین و خستگی عضلانی می‌تواند در مکانیک رکاب زدن تاثیر گذار باشند (۲۴، ۲۵). بنابراین درک تغییرپذیری و هماهنگی پارامترهای کینماتیکی اندام‌ها در حین رکاب زدن و همچنین تاثیر انواع کشش بر این عوامل نه تنها توصیف بهتر برنامه‌های تمرین عضلانی را ممکن می‌سازد بلکه احتمال دارد کاهش یا افزایش خطر آسیب‌های پرکاری پس از فعالیت‌های کششی استاتیک و دینامیک در حین رکاب زدن را معرفی کند. در مطالعه حاضر بدنبال پاسخ به این پرسش بودیم که آیا کشش حاد استاتیک و دینامیک که به عنوان جزئی از برنامه گرم کردن مورد استفاده قرار می‌گیرند، می‌تواند در تغییرپذیری کینماتیکی اندام تحتانی در حین رکاب زدن پس از دو، پنج و ده دقیقه تاثیر بگذارد؟ از این رو هدف این مطالعه بررسی تاثیر کشش کوتاه مدت استاتیک و دینامیک عضلات بر تغییرپذیری کینماتیکی اندام تحتانی مردان جوان سالم فعال در حین رکاب‌زدن در زمانهای دو، پنج و ده دقیقه پس از کشش بود.

روش‌شناسی پژوهش

در این مطالعه نیمه تجربی با فراخوان دانشجویان، ۱۵ دانشجوی پسر تربیت بدنی و علوم ورزشی از دانشگاه خوارزمی با میانگین و انحراف استاندارد جرم 69.02 ± 10.52 کیلوگرم، قد 174.00 ± 6.74 سانتی‌متر و سن 21.20 ± 1.47 سال به صورت داوطلبانه شرکت کردند. آزمودنی‌ها در این مطالعه سابقه هیچ گونه آسیب دیدگی به ناحیه سر، اختلال تعادلی، آسیب دیدگی در زانو و مچ پا را نداشتند. آزمودنی‌ها دارای ناهنجاری‌های اندام تحتانی مانند پای چرخیده به داخل و خارج و زانوی پراتنزی و ضربدری نبودند. آزمودنی‌ها قبل از شرکت در مطالعه پرسشنامه سلامت پزشکی را تکمیل و فرم رضایتنامه شرکت در مطالعه را امضا کردند. ابتدا تمامی آزمودنی‌ها با چگونگی طرح تحقیق و انجام کشش‌های استاتیک و دینامیک و روشهای اندازه‌گیری پارامترهای کینماتیکی اندام تحتانی و همچنین رکاب زدن روی دستگاه دوچرخه ایزوکیتیک آشنا شدند. اطلاعات عمومی و مشخصات فردی آنها با استفاده از پرسشنامه مربوطه ثبت و همچنین جرم و قد آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. در روند اجرای تحقیق آزمودنی‌ها در طی دو روز با اختلاف ۴۸ ساعت در هر مراجعه در آزمایشگاه حضور یافته و اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی آنها پس از کشش‌های استاتیک و دینامیک مورد سنجش قرار گرفت. هر آزمودنی پس از مراجعه به آزمایشگاه ابتدا گرم کردن عمومی روی دوچرخه ایزوکیتیک به مدت ۵ دقیقه و با ریتم دلخواه انجام می‌داد. روز اول در وضعیت بدون کشش و ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش استاتیک و روز دوم ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش دینامیک (۱۶، ۲۶) فاکتورهای کینماتیکی اندام تحتانی برتر آزمودنی‌ها در ۳۰ سیکل رکاب زدن روی دوچرخه ثابت ایزوکیتیک ثبت شد.

برای ثبت داده‌های کینماتیکی با استفاده از دوربین، از تعداد ۷ مارکرهای رفلکسی با قطرهای ۲۵ و ۱۹ میلی‌متر استفاده شد. مارکرها برای ساخت مدل سه قطعه‌ای مچ پا، زانو و ران استفاده شدند که روی لندمارکهای سر پنجمین استخوان کف پای، پاشنه، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی ران، تروکانتر بزرگ ران و خار خاصره‌ای قدامی فوقانی پای راست

قرار گرفتند. برای یافتن چرخه رکاب زدن یک مارکر نیز روی مرکز رکاب دوچرخه قرار گرفت. فرکانس نمونه‌برداری دوربین حین اجرای پروتکل ۵۰ Hz انتخاب شد (۲۷). سه دوربین (MIE model England) با فاصله حدود ۵ متر تا مرکز کالیبراسیون و زاویه حدود ۱۲۰ درجه نسبت به هم قرار گرفتند.

پس از نصب مارکرها روی بدن، آزمودنی برای اجرای پروتکل رکاب زدن آماده شد. نحوه اجرای رکاب زدن روی دوچرخه ایزوکیتیک برای آزمودنی توضیح و آموزش داده شد. هر آزمودنی ابتدا روی زین دوچرخه قرار می‌گرفت و ارتفاع زین برای وی تنظیم می‌شد. ارتفاع زین برای تمام آزمودنی‌ها به نحوی تنظیم می‌شد که در زمان قرار گرفتن رکاب در پایین‌ترین موقعیت، اندام تحتانی آزمودنی به طور کامل در حالت اکستنشن قرار گیرد. از آزمودنی‌ها خواسته شد هنگام انجام پروتکل رکاب زدن در شدت کار ۷۰ دور بر دقیقه رکاب زده و زمانی که به شدت کار ثابت ۷۰ دور بر دقیقه می‌رسید، اطلاعات کینماتیکی از اندام تحتانی به مدت ۳۰ ثانیه ثبت می‌شد. آزمودنی‌ها در طی مدت زمان ۳۰ ثانیه حدود ۳۳ چرخه کامل رکاب زدن را اجرا می‌کردند که از بین آنها تعداد ۳۰ چرخه متوالی برای انجام تحلیل‌های تغییرپذیری استخراج شد و مورد استفاده قرار گرفت. تصویر ۱ نحوه قرار گرفتن آزمودنی روی دوچرخه ایزوکیتیک را نشان می‌دهد.



تصویر ۱: نحوه اجرای پروتکل رکاب زدن توسط آزمودنی

پروتکل کشش استاتیک و دینامیک: مطابق دستورالعمل مطالعات انجام شده (۲۶, ۲۸)، کشش استاتیک در هر اندام تحت الگوی پروگزیمال به دیستال به شرح ذیل ابتدا در پای راست و سپس در پای چپ انجام گرفت: عضلات فلکسور ران، عضلات اکستنسور ران، عضلات فلکسور زانو، عضلات اکستنسور زانو، عضلات دورسی فلکسور مچ پا، عضلات پلانترافلکسور مچ پا. هر کشش استاتیک به مدت ۳۰ ثانیه تا آستانه درد نگه داشته شد و بین هر کشش گروه‌های عضلانی مختلف ۲ تا ۵ ثانیه جهت تغییر موقعیت بدن در نظر گرفته شد. همچنین کشش دینامیک در هر اندام به شرح ذیل ابتدا در پای راست و سپس در پای چپ انجام گرفت: عضلات فلکسور ران، عضلات اکستنسور ران، عضلات فلکسور زانو، عضلات اکستنسور زانو، عضلات دورسی فلکسور مچ پا، عضلات پلانترافلکسور مچ پا. افراد با منقبض کردن عضله مخالف خود حرکات کششی را طبق دستور آزمونگر در طی ۱۵ تکرار انجام می‌دادند و هر تکرار حدود ۲ ثانیه به طول می‌انجامید.

تحلیل داده‌های کینماتیک رکاب زدن: قبل از آنالیز، داده‌های کینماتیکی توسط فیلتر طراحی شده مخصوص دستگاه برای حذف نویز احتمالی فیلتر شد. داده‌های مربوط به موقعیت و سرعت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا (محاسبه شده توسط دستگاه تحلیل حرکت^۱) برای بررسی بیشتر استفاده شد. از اطلاعات مارکرهای سر پنجمین استخوان کف پای، قوزک و اپی کندیل خارجی ران برای استخراج زاویه و سرعت زاویه‌ای مفصل مچ پا، از اطلاعات مارکرهای قوزک خارجی، اپی کندیل خارجی ران و تروکانتر بزرگ برای استخراج زاویه و سرعت زاویه‌ای مفصل زانو و نهایتاً از اطلاعات مارکرهای اپی کندیل خارجی ران، تروکانتر بزرگ و خارخاصره‌ای قدامی فوقانی برای استخراج زاویه و سرعت زاویه‌ای مفصل ران در حین رکاب زدن استفاده شد. از موقعیت مارکر قرار گرفته روی مرکز رکاب جهت یافتن سیکل‌های رکاب زدن (BDC^2 ، TDC^3 و مرحله هل دادن به عقب) استفاده شد. برای ساختن سری زمانی جهت محاسبه تغییرپذیری و پایداری دینامیک موضعی، از اطلاعات جابجایی و سرعت زاویه ای 30° سیکل رکاب زدن استفاده شد. تمامی فرآیندهای پردازش داده‌های رکاب زدن در محیط نرم افزار متلب انجام شد.

محاسبه تغییرپذیری و ساخت نمودار میانگین کل^۴: ابتدا با استفاده از موقعیت عمودی مارکر قرار گرفته روی رکاب، سیکل‌های رکاب زدن مشخص شد و تعداد سی سیکل انتخاب شده از نظر زمانی نرمال سازی شدند. نمودار میانگین کل برای موقعیت و سرعت زاویه‌ای، میانگین و تغییرات الگوی حرکت و سرعت زاویه ای مفصل از یک تکرار به تکرار بعد را نشان می‌دهد (نمودارهای ۱ تا ۳). با محاسبه میانگین و فاصله اطمینان CI^5 برای i امین نقطه از موقعیت و سرعت زاویه‌ای مفصل، نمودار میانگین کل از سی سری زمانی نرمال شده رسم شد. معادله ۱ برای محاسبه میانگین و معادله ۲ برای محاسبه فاصله اطمینان i امین نقطه استفاده شد (۲۹).

$$Y = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \quad \text{معادله ۱:}$$

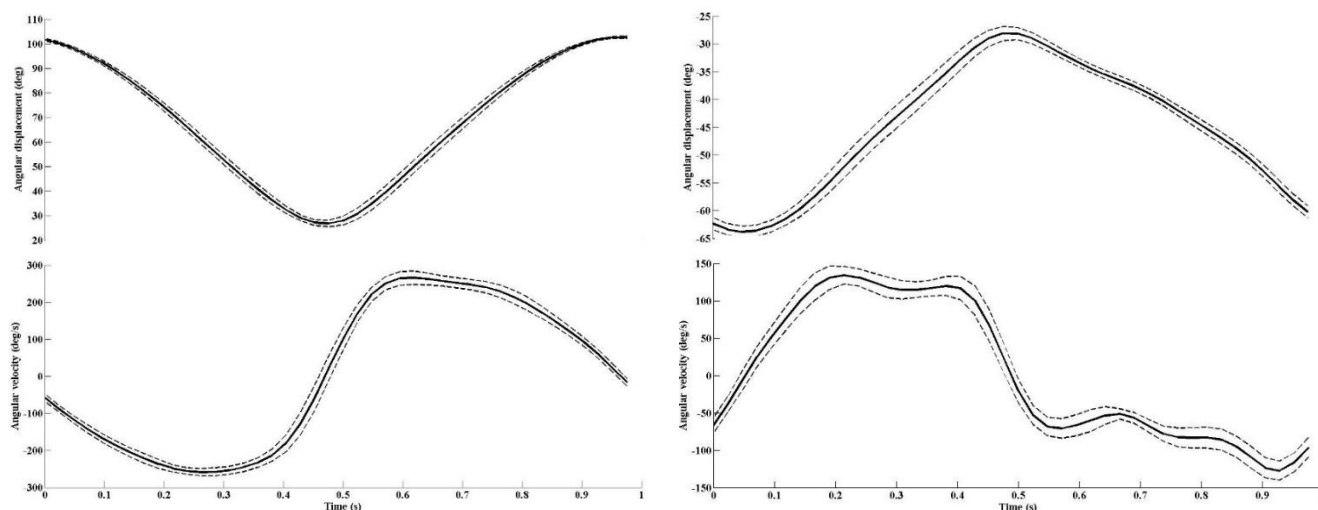
$$CI = Y \pm \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{N} - Y^2} \quad \text{معادله ۲:}$$

N تعداد تکرارهای میانگین گرفته شده و x مقدار واقعی سری زمانی برای i امین نقطه تکرار است. CI برای ساختن نمودارهای انحراف استاندارد حول نمودار میانگین کل استفاده شد. فاصله بین دو نمودار انحراف استاندارد نشان دهنده تغییرپذیری در سری زمانی مربوطه می‌باشد. مقدار تغییرپذیری در سری زمانی با استفاده از ساخت نمودار میانگین کل و ضریب تغییر^۶ (CV) محاسبه شد:

$$CV = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i|} \quad \text{معادله ۳:}$$

1. MIE model England
2. Top dead center
3. Bottom dead center
4. Mean ensemble curve
5. Confidence interval
6. Coefficient of Variation (CV)

S انحراف استاندارد نمودار میانگین کل، x ، i امین نقطه از نمودار میانگین کل و N تعداد نقاط در نمودار میانگین کل است. CV نسبت انحراف استاندارد نمودار میانگین کل روی میانگین جابجایی و سرعت زاویه ای مفصل است. روشی جهت محاسبه تغییرات در مفصل نسبت به میانگین فراهم می‌کند (۲۹). نمودارهای ۱، ۲ و ۳ به ترتیب نمودار میانگین کل جابجایی و سرعت زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا را در سی سیکل رکاب زدن یک آزمودنی نشان می‌دهند.



نمودار ۲: میانگین کل جابجایی و سرعت زاویه ای مفصل زانو در سی سیکل رکاب زدن

نمودار ۱: میانگین کل جابجایی و سرعت زاویه ای مفصل ران در سی سیکل رکاب زدن

یافته‌ها

نتایج تحلیل واریانس با اندازه گیری مکرر برای تغییرپذیری جابجایی و سرعت زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین این پارامترها پس از زمان‌های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه از کشش استاتیک و دینامیک وجود ندارد ($P > 0.05$). میانگین و انحراف استاندارد تغییرپذیری جابجایی و سرعت زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در زمان‌های مختلف پس از کشش استاتیک و دینامیک در جدول ۱ مشاهده می‌شود.

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد ضریب تغییرات (% جابجایی و سرعت زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در زمان‌های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش استاتیک و دینامیک

P	10min+D	5min+D	2min+D	10min+S	5min+S	2min+S	WS	پارامتر	مفصل	CV
۰/۰۹۴	۲/۶±۱/۰	۴/۶±۴/۲	۲/۹±۱/۳	۲/۶±۱/۰	۲/۶±۱/۱	۲/۶±۰/۹	۲/۳±۱/۶	جابجایی زاویه ای	ران	
۰/۱۰۶	۱۶/۰±۷/۰	۲۰/۰±۱۳/۶	۱۶/۵±۶/۲	۱۳/۸±۲/۹	۱۴/۲±۴/۹	۱۲/۷±۲/۱	۱۳/۴±۴/۹	سرعت زاویه ای	ران	
۰/۳۶۴	۲/۵±۰/۸	۴/۰±۴/۴	۲/۴±۰/۵	۲/۶±۱/۰	۲/۸±۱/۸	۲/۵±۰/۷	۳/۰±۲/۳	جابجایی زاویه ای	زانو	
۰/۳۶۶	۷/۶±۲/۵	۶/۹±۱/۴	۷/۱±۱/۶	۷/۸±۲/۵	۸/۰±۴/۳	۷/۳±۱/۳	۸/۶±۴/۹	سرعت زاویه ای	زانو	
۰/۶۱۹	۵/۹±۲/۵	۶/۳±۱/۸	۵/۷±۱/۶	۵/۴±۲/۷	۷/۰±۳/۶	۶/۸±۶/۶	۷/۶±۱/۳	جابجایی زاویه ای	مچ پا	
۰/۳۲۳	۴۴/۳±۱۵/۲	۴۷/۸±۱۶/۸	۴۱/۲±۱۰/۵	۴۹/۰±۱۴/۵	۶۱/۳±۳۸/۳	۵۳/۳±۲۶/۲	۵۶/۱±۴۸/۹	سرعت زاویه ای	مچ پا	

WS: بدون کشش، S: کشش استاتیک، D: کشش دینامیک

بحث و نتیجه گیری

هدف این مطالعه بررسی تاثیر کشش کوتاه مدت استاتیک و دینامیک عضلات بر تغییرپذیری کینماتیکی اندام تحتانی مردان جوان سالم فعال در حین رکاب زدن در زمانهای دو، پنج و ده دقیقه پس از کشش بود. نتایج مطالعه نشان داد پروتکل کشش های استاتیک و دینامیک که روی اندام تحتانی دانشجویان پسر تربیت بدنی انجام شد در مدت زمان های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش روی تغییرپذیری زاویه و سرعت زاویه ای مفاصل ران، زانو و مچ پا تاثیر معنی داری ندارد. مطالعات گذشته انجام گرفته در زمینه تاثیر کشش استاتیک و دینامیک قبل از عملکرد بیشتر بر جنبه های نروفیزیولوژیکی و عملکرد قدرتی و توانی تمرکز کرده و روی آزمودنی های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. با این حال در محدود مطالعات انجام گرفته در زمینه تاثیر کشش بر پارامترهای بیومکانیکی، تاثیر مثبت کشش استاتیک بر پارامترهای کینماتیکی راه رفتن سالمندان گزارش شده است (۱۷) و یا اینکه ادعا شده است کشش دینامیک در مقایسه با کشش استاتیک روش مناسب تری برای آماده سازی پارامترهای کینماتیکی شوت داخل پای فوتبال است (۱۸). در هر حال پروتکل های کششی انجام شده و مدت زمان های انجام کشش در این مطالعات متفاوت است و نتیجه گیری و جمع بندی در مورد تاثیر کشش های استاتیک و دینامیک بر عملکرد متعاقب را مشکل می کند.

نتایج تاثیر کشش استاتیک و دینامیک قبل از عملکرد بر قدرت، توان انفجاری، عملکرد و خطر آسیب متناقض است، چنانچه مطالعات بهبود و یا کاهش این عوامل و برخی عدم تغییر در این عوامل را پس از انجام کشش استاتیک و دینامیک گزارش کرده اند (۱، ۱۲، ۳۰-۳۲). مطالعات گذشته تاثیر کشش قبل از عملکرد را به تاثیر عصبی و ویسکوالاستیکی عضلات نسبت داده اند. به عنوان مثال نشان داده شده است که انجام یک سری کشش روی عضله در حال استراحت باعث کاهش سریع در قدرت بعد از انجام کشش می شود (کاهش قدرت ناشی از کشش). کاهش دامنه سیگنال های **EMG** سطحی در طی انقباضات ارادی بیشینه بعد از کشش شواهدی فراهم آورد که کاهش قدرت در نتیجه کشش یک تاثیر عصبی است (۷، ۸). همچنین شواهد دیگر نشان می دهد کاهش قدرت در نتیجه کشش در اندام مقابل کشیده نشده نیز مشاهده می شود. بنابراین این احتمال وجود که کاهش قدرت در نتیجه کشش یک تاثیر عصبی باشد (۳۳). برخی مطالعات که کاهش قدرت در نتیجه کشش را نشان داده اند، از پروتکل های کششی استفاده کرده اند که کل دوره کششی آنها کمتر از ۴ دقیقه به طول انجامیده است (۳۴-۳۷) و بنابراین، احتمالا کشش برای کاهش سفتی غیرفعال عضلانی کافی نبوده است. بنابراین این احتمال وجود دارد که تاثیر عصبی رخ داده باشد تا تاثیر ویسکوالاستیک (کاهش مقاومت غیرفعال به کشش).

در مفهوم ویسکوالاستیک، تغییرات در دامنه حرکتی و مقاومت به کشش بعد از یک وهله حاد از کشش می تواند در واژه های تخفیف تنش^۱، خزش^۲ و هیسترسیز^۳ مورد بررسی قرار گیرد. مطالعاتی که تاثیرات ویسکوالاستیک کشش را

1 . Stress relaxation

2 . Creep

3 . Hysteresis

بررسی می‌کنند، نشان داده‌اند که افزایش در دامنه حرکتی مفصل با کاهش در مقاومت غیرفعال به کشش مرتبط است به‌طوری که بعد از چند کشش با یک دوره خاص، مقاومت به کشش در دامنه حرکتی مشابه کاهش خواهد یافت (۳۸-۴۱). این کاهش در مقاومت می‌تواند به کاهش در سفتی عضلانی یا افزایش در کامپلیانس عضلانی نسبت داده شود.

در مطالعه حاضر آزمودنی‌های پسر دانشجوی تربیت بدنی، که به عنوان افراد فعال محسوب می‌شدند، حرکت رکاب زدن با یک بار ثابت را انجام می‌دادند و نتایج نشان داد که تغییرپذیری در زوایای مفصلی و سرعت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در زمان‌های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش‌های استاتیک و دینامیک تفاوت معنی‌داری ندارند. پروتکل کشش استاتیک و دینامیکی که در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت حدود ۱۰ دقیقه کشش استاتیک و دینامیک بود. کشش استاتیک تا آستانه درد نگه داشته می‌شد و کشش دینامیک توسط حداکثر تلاش آزمودنی جهت انجام کشش انجام می‌گرفت. به‌خاطر اینکه آزمودنی‌های این مطالعه افراد فعال بودند این احتمال وجود دارد که این پروتکل کشش با مقدار شدت و زمان انجام گرفته روی این افراد تاثیر نداشته باشد. در هر حال چون هدف انجام این مطالعه بررسی تاثیر کشش‌های استاتیک و دینامیک مشابه با فعالیت‌های گرم کردن افراد بود، استفاده از مدت زمان‌های کشش طولانی‌تر مورد نظر قرار نگرفت. بنابراین این احتمال وجود دارد که انجام کشش با مدت زمان‌های طولانی‌تر روی پارامترهای بیومکانیکی رکاب زدن تفاوت معنی‌داری ایجاد کند. به‌طور کلی می‌توان چنین نتیجه‌گیری کرد که احتمالاً انجام کشش‌های استاتیک با مدت زمان نگه داشتن ۳۰ ثانیه و کشش دینامیک با فرکانس ۱۵ تکرار، بر تغییرپذیری پارامترهای کینماتیکی زوایای مفصلی و سرعت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو و مچ پا در حین رکاب زدن تاثیر معنی‌داری نداشته باشد و احتمالاً ورزشکارانی که فعالیت دوچرخه سواری انجام می‌دهند و یا افرادی که به منظور انجام بازتوانی از حرکات رکاب زدن روی دوچرخه ثابت استفاده می‌کنند می‌توانند برای آماده‌سازی و گرم کردن بدن از کشش‌های استاتیک و دینامیک در برنامه گرم کردن خود استفاده کنند. در هر حال نیاز است در مطالعات آینده تاثیر این کشش‌ها با پروتکل‌های مختلف دیگر با مدت زمان و فرکانس متفاوت بر آزمودنی‌های مرد غیر فعال، زن فعال و غیرفعال نیز مورد بررسی قرار گیرد تا بهتر بتوان در زمینه استفاده از کشش‌های استاتیک و دینامیک در برنامه گرم کردن ورزشکاران نتیجه‌گیری کرد.

نتیجه‌گیری نهایی

با در نظر گرفتن نتایج این مطالعه به نظر می‌رسد کینماتیک مفاصل ران، زانو و مچ پا در حین رکاب زدن پس از مدت زمان‌های ۲، ۵ و ۱۰ دقیقه پس از کشش‌های استاتیک و دینامیک با حالت بدون کشش تفاوتی ندارد. بنابراین بر خلاف نظریه‌های مطالعات اخیر مبنی بر عدم استفاده از کشش استاتیک و یا جایگزین کردن کشش دینامیک در برنامه گرم کردن، احتمالاً در استفاده از کشش‌های استاتیک و دینامیک در برنامه گرم کردن قبل از فعالیت رکاب زدن تفاوتی وجود ندارد و افرادی که به منظور تمرین یا انجام توانبخشی از فعالیت رکاب زدن روی دوچرخه ثابت استفاده می‌کنند می‌توانند به منظور گرم کردن اولیه از هر دو فعالیت کشش استاتیک و دینامیک بهره ببرند.

References

1. Smith CA. The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 1994;19(1):12-17.
2. High DM, Howley E, Franks B. The effects of static stretching and warm-up on prevention of delayed-onset muscle soreness. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1989;60(4):357-360.
3. Young WB. The use of static stretching in warm-up for training and competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. 2007;2(2):212-217.
4. Young WB, Behm DG. Should static stretching be used during a warm-up for strength and power activities? *Strength and Conditioning Journal*. 2002;24(6):33-37.
5. Gleim GW, McHugh MP. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Medicine (Auckland, NZ)*. 1997;24(5):289-294.
6. Herbert RD, Gabriel M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *British Medical Journal*. 2002;325(7362):468-472.
7. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology*. 1999;86(4):1283-1291.
8. Avela J, Finni T, Liikavainio T, Niemela E, Komi PV. Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology*. 2004;96(6):2325-2332.
9. Behm DG, Button DC, Butt JC. Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology*. 2001;26(3):261-272.
10. Costa PB, Ryan ED, Herda TJ, DeFreitas JM, Beck TW, Cramer JT. Effects of stretching on peak torque and the H:Q ratio. *International Journal of Sports Medicine*. 2009;30(1):60-65.
11. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Stout JR, et al. Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Medicine and Sciences in Sports and Exercises*. 2008;40(8):1529-1537.
12. Rubini EC, Costa AL, Gomes PS. The effects of stretching on strength performance. *Sports Medicine*. 2007;37(3):213-224.
13. Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports Sciences*. 2005;23(5):449-454.
14. Yamaguchi T, Ishii K. Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2005;19(3):677-683.
15. Herda TJ, Cramer JT, Ryan ED, McHugh MP, Stout JR. Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2008;22(3):809-817.
16. Hough PA, Ross EZ, Howatson G. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(2):507-512.
17. Rodacki ALF, Souza RM, Ugrinowitsch C, Cristopoliski F, Fowler NE. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. *Manual Therapy*. 2009;14(2):167-172.
18. Amiri-Khorasani M, MohammadKazemi R, Sarafrazi S, Riyahi-Malayeri S, Sotoodeh V. Kinematics Analyses Related to Stretch-Shortening Cycle during Soccer Instep Kicking After Different Acute Stretching. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 2012;26(11):3010-3017.
19. Latash ML. *Synergy*: Oxford University Press, USA; 2008. 119-131.
20. Bernstein NA. *The co-ordination and regulation of movements*. 1967.
21. Button C, Macleod M, Sanders R, Coleman S. Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2003;74(3):257-269.
22. Davids K, Bennett S, Newell KM. Movement system variability: *Human Kinetics* 1; 2006.43-55.

23. Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Peura GD, Nichols CE, Johnson RJ. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling An in vivo study. *The American Journal of Sports Medicine*. 1998;26(1):109-118.
24. So RC, Ng JK-F, Ng GY. Muscle recruitment pattern in cycling: a review. *Physical Therapy in Sport*. 2005;6(2):89-96.
25. Asplund C, St Pierre P. Knee pain and bicycling. *The Physician and Sports Medicine*. 2004;32(4):1-12.
26. Yamaguchi T, Ishii K, Yamanaka M, Yasuda K. Acute effect of static stretching on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006;20(4):804-810.
27. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009. 45-81.
28. Hough PA, Ross EZ, Howatson G. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2009;23(2):507-511.
29. Stergiou N. *Innovative Analyses of Human Movement*: Human Kinetics Publishers; 2004.175-178.
30. Herbert RD, Gabriel M. Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *British Medical Journal*. 2002;325(7362):468-473.
31. Behm DG, Chaouachi A. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology*. 2011;111(11):2633-2651.
32. McHugh MP, Cosgrave C. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010;20(2):169-181.
33. Cramer J, Housh T, Weir J, Johnson G, Coburn J, Beck T. The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *European Journal of Applied Physiology*. 2005;93(5):530-539.
34. Kokkonen J, Nelson AG, Cornwell A. Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1998;69(4):411-415.
35. Nelson AG, Driscoll NM, Landin DK, Young MA, Schexnayder IC. Acute effects of passive muscle stretching on sprint performance. *Journal of Sports Sciences*. 2005;23(5):449-454.
36. Nelson AG, Kokkonen J, Eldredge C. Strength inhibition following an acute stretch is not limited to novice stretchers. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 2005;76(4):500-506.
37. Sekir U, Arabaci R, Akova B, Kadagan S. Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2010;20(2):268-281.
38. McHugh MP, Nesse M. Effect of stretching on strength loss and pain after eccentric exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2008;40(3):566-573.
39. Magnusson S, Simonsen E, Aagaard P, Gleim G, McHugh M, Kjaer M. Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1995;5(6):342-347.
40. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Kjaer M. Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *The American Journal of Sports Medicine*. 1996;24(5):622-628.
41. Ryan ED, Beck TW, Herda TJ, Hull HR, Hartman MJ, Costa PB, et al. The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2008;38(10):632-639.