DOI: 10.22122/jrrs.v15i6.3447 Published by Vesnu Publications

تأثیر تغییر عرض رکاب دوچرخه بر کینماتیک سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی: تحلیل خطر بروز آسیب پرکاری زانو در حین رکاب زدن (مطالعه مقطعی)

علی عباسی[۱]، محمدامین محمدیان[۲]، شهرام عباسی[۳]، هادی باشفاعت[۴]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: درد و آسیب پرکاری مفصل زانو، در بین دوچرخه‌سواران بسیار شایع است. تنظیم کردن ابعاد دوچرخه متناسب با تیپ بدنی دوچرخه‌سوار، روش رایجی به منظور کاهش خطر بروز آسیب‌های پرکاری می‌باشد. هدف از انجام پژوهش حاضر، بررسی تأثیر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی مرتبط با خطر بروز آسیب پرکاری مفصل زانو در حین رکاب زدن بود.

مواد و روش‌ها: ۱۰ نفر از دوچرخه‌سواران حرفه‌ای شهر شیراز با ۱۰۰ درصد بیشینه توان خروجی، در چهار عرض رکاب مختلف شامل عرض رکاب مرسوم (Q۰)، Q۱ (Q۰ + ۱ سانتی‌متر)، Q۲ (Q۰ + ۲ سانتی‌متر) و Q۳ (Q۰ + ۳ سانتی‌متر) رکاب زدند. زوایای سه بعدی سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی به مدت ۳۰ ثانیه با استفاده از دستگاه myoMOTION در حین رکاب زدن با هر عرض رکاب ثبت شد. متغیرهای کمینه، بیشینه، میانگین و دامنه حرکتی برای مفاصل ران و مچ پا (صفحه ساجیتال)، مفصل زانو (صفحه ساجیتال و فرونتال) و سگمنت ران و ساق در صفحه فرونتال محاسبه گردید. به منظور تعیین اثر تغییر عرض رکاب، داده‌ها با استفاده از آزمون Repeated measures ANOVA و آزمون تعقیبی Bonferroni مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: تغییر عرض رکاب، تأثیر معنی‌داری بر متغیرهای کمینه (P = ۰/۰۳۵)، بیشینه (P = ۰/۰۴۲) و میانگین (P = ۰/۰۲۰) ابداکشن/ اداکشن ساق پا و همچنین، کمینه (P = ۰/۰۱۵)، میانگین (P = ۰/۰۲۲) و دامنه حرکتی (P = ۰/۰۱۸) دورسی/ پلانتار فلکشن مچ پا داشت؛ در حالی که تغییر عرض رکاب تأثیر معنی‌داری را بر بقیه متغیرهای کینماتیکی نشان نداد.

نتیجه‌گیری: عرض رکاب Q۱، پتانسیل بیشتری برای کاهش آسیب‌های زانو و بهبود عملکرد دوچرخه‌سواران دارد؛ در حالی که عرض رکاب استاندارد دوچرخه‌های جاده (Q۰) حداقل برای دوچرخه‌سواران حرفه‌ای ایرانی مناسب نیست و خطر بروز آسیب‌های پرکاری مفصل زانو را افزایش می‌دهد.

کلید واژه‌ها: دوچرخه؛ عرض رکاب؛ کینماتیک؛ آسیب پرکاری مفصل زانو

ارجاع: عباسی علی، محمدیان محمدامین، عباسی شهرام، باشفاعت هادی. **تأثیر تغییر عرض رکاب دوچرخه بر کینماتیک سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی: تحلیل خطر بروز آسیب پرکاری زانو در حین رکاب زدن (مطالعه مقطعی).** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۸؛ ۱۵ (۶): ۳۶۰-۳۵۴.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۰/۷ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۸/۱۱/۵ تاریخ چاپ: ۱۳۹۸/۱۱/۱۵

مقدمه

دوچرخه‌سواری، یک فعالیت ورزشی حرفه‌ای و تفریحی است که علاوه بر شیوع استفاده از آن به عنوان وسیله نقلیه در کشورهای توسعه یافته، برای بازتوانی آسیب‌ها نیز کاربرد دارد. رکاب زدن با مقاومت مناسب، می‌تواند یک تمرین بازتوانی مناسب آسیب رباط متقاطع قدامی زانو باشد (۱). با افزایش مدت زمان استفاده افراد عادی و حرفه‌ای از دوچرخه، شیوع آسیب‌های پرکاری (Overuse injuries) مرتبط با آن نیز افزایش می‌یابد (۲). بیشترین آسیب پرکاری برای مفصل زانو (حدود ۵۰-۲۳ درصد) گزارش شده است (۳). بی‌تجربگی (۴)، رکاب زدن طولانی مدت (۵) و تنظیم نامناسب دوچرخه بر اساس آناتومی بدن دوچرخه‌سوار (۶) از عوامل احتمالی درد و آسیب زانو گزارش شده است. افزایش ابداکشن مفصل زانو و دورسی فلکشن مفصل مچ پا در افراد با درد زانو نسبت به افراد بدون درد گزارش شده است (۷). پیکربندی دوچرخه، وضعیت قرارگیری بدن و اندام دوچرخه‌سوار را تحت تأثیر قرار می‌دهد؛ چنانچه ارتفاع زین دوچرخه خیلی کوتاه باشد، بیشینه فلکشن زانو افزایش می‌یابد و خطر آسیب پرکاری مفصل زانو و التهاب پتلو فمورال

۱- استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲- دانشجوی دکتری تخصصی، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳- کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۴- دکتری تخصصی فیزیولوژی ورزشی، مؤسسه آموزش عالی فاطمیه شیراز، شیراز و کمیته پژوهش فدراسیون دوچرخه سواری جمهوری اسلامی ایران، ایران
نویسنده مسؤول: علی عباسی؛ استادیار، گروه بیومکانیک و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
Email: abbasi@khu.ac.ir

را افزایش می‌دهد (۸). همچنین، متناسب کردن دوچرخه با تیپ بدنی دوچرخه‌سوار، یکی از عوامل مهم است که میزان نیروی تولیدی عضلات و به دنبال آن، بار اعمالی به مفاصل را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۹).

تنظیم دوچرخه با تیپ بدنی افراد در حالت استاتیک و دینامیک انجام می‌شود (۱۱-۱۰). در حالت استاتیک، دوچرخه با ابعاد آنتروپومتری بدن دوچرخه‌سوار تنظیم می‌شود (۱۳-۱۲)، اما تنظیم در حالت دینامیک، بهتر از حالت استاتیک است؛ چرا که کینماتیک افراد حین رکاب زدن روی دوچرخه با حالت استاتیک متفاوت است (۱۰). به نظر می‌رسد بسیاری از عوامل در مورد تیپ بدنی افراد در نظر گرفته نشده است که بر وضعیت قرارگیری بدن و اندام دوچرخه‌سوار و به دنبال آن، بر بیومکانیک حرکت اثر می‌گذارد. از آن جمله، تفاوت در عرض لگن افراد و یا زاویه Q است که می‌تواند موجب ایجاد Valgus دینامیک زانو و همچنین، تفاوت در نیروی مؤثر اعمال شده به رکاب، حین رکاب زدن شود. تفاوت‌های عرض لگن و زاویه Q بین افراد مختلف و به خصوص جنسیت‌های مختلف در مطالعات پیشین اثبات شده است (۱۴). این تفاوت بین افراد، می‌تواند موجب تفاوت در راستای اندام تحتانی حین رکاب زدن و افزایش اداکشن یا ابداکشن زانو شود که از عوامل افزایش خطر بروز آسیب‌های وارده به مفصل زانو حین رکاب زدن می‌باشد (۱۸-۱۵، ۷).

این احتمال وجود دارد که یکی از راه‌های تنظیم راستای اندام تحتانی به منظور بهینه کردن نیروی اعمالی و کاهش اداکشن زانو حین رکاب زدن، انتخاب عرض رکاب (Q-factor) مناسب برای هر فرد متناسب با عرض لگن و یا زاویه Q خودش باشد (۱۸-۱۷). با این حال، این موضوع به خوبی بررسی نشده و این سؤال مطرح است که «آیا تغییر عرض رکاب دوچرخه می‌تواند بر مقادیر کینماتیکی اندام تحتانی مرتبط با خطر بروز آسیب پرکاری مفصل زانو تأثیرگذار باشد؟». از این رو، هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر چهار عرض رکاب متفاوت بر تغییرات زوایای سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی در حین رکاب زدن با شدت ۱۰۰ درصد توان ورزشکار بود.

مواد و روش‌ها

این مطالعه، در محل هیأت دوچرخه سواری استان فارس در ورزشگاه حافظیه انجام شد. طبق فراخوان توسط رییس هیأت دوچرخه سواری استان فارس، در این مطالعه نیمه تجربی مقطعی، تعداد ۱۰ دوچرخه‌سوار پسر و دختر نیمه حرفه‌ای جاده‌رو به صورت اختیاری شرکت کردند. آزمودنی‌ها هفته‌ای سه جلسه تمرین دوچرخه‌سواری داشتند و طبق پاسخ به پرسش‌نامه محقق ساخته، هیچ ناهنجاری در اندام تحتانی و در طی شش ماه گذشته آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی یا ناحیه لگن نداشتند و فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی جهت شرکت در مطالعه را تکمیل کردند. در جلسه اول ورود آزمودنی‌ها به محل انجام آزمون، پس از اندازه‌گیری طول قد و وزن هر آزمودنی، ارتفاع زین دوچرخه برای هر آزمودنی به گونه‌ای تنظیم شد که وقتی رکاب در پایین‌ترین نقطه قرار دارد، زاویه فلکشن زانوی فرد ۲۵ درجه باشد (۱۹). سپس، به منظور تعیین بیشینه توان هوازی، آزمودنی روی دوچرخه متصل به دستگاه ارگومتر تکنوجیم آلمان قرار می‌گرفت و رکاب زدن با بار یک وات/کیلوگرم وزن هر آزمودنی شروع می‌شد. مقدار بار پس از هر سه دقیقه برای آزمودنی‌های مرد به مقدار ۳۵ وات و برای آزمودنی‌های زن به مقدار ۲۵ وات افزایش می‌یافت تا زمانی که آزمودنی به واماندگی (Exhaustion) برسد. سرعت رکاب زدن در محدوده ۹۵-۹۰ دور/دقیقه کنترل شد و آزمون زمانی به اتمام می‌رسید که سرعت رکاب زدن به کمتر از ۸۵ دور/دقیقه می‌رسید (۲۰).

در حین انجام آزمون محاسبه بیشینه توان هوازی، عرض رکاب ۱۵۰ میلی‌متر قرار داده شد که مقدار استاندارد عرض رکاب دوچرخه‌های جاده است. بیشینه توان خروجی (PO_{peak}) از درصد زمان (t%) و توان خروجی (PO_{final}) آخرین مرحله طبق رابطه زیر (۲۰) محاسبه شد (معادله ۱).

معادله ۱. محاسبه بیشینه توان خروجی در رکاب زدن با دوچرخه ثابت

$$PO_{peak} = PO_{final} \times t\%$$

۴۸ ساعت بعد از تعیین بیشینه توان خروجی، ارزیابی کینماتیک مفاصل اندام تحتانی در حین رکاب زدن در عرض رکاب‌های مختلف با استفاده از سیستم واکاوی سه بعدی myoMOTION (myoMOTION, Noraxon, USA) با فرکانس ۲۰۰ هرتز انجام شد. از آزمودنی‌ها خواسته شد طی ۲۴ ساعت گذشته تمرین شدید دوچرخه سواری انجام نداده باشند. آزمودنی‌ها، کفش مخصوص دوچرخه‌سواری داشتند که در پدال دوچرخه قفل می‌شد. بعد از نصب حسگرهای اینرسیایی (Inertial sensor) و شتاب‌سنج بر روی پا، ساق پا، ران و لگن آزمودنی طبق شیوه‌نامه شرکت نوراکسون آمریکا (۲۱)، کالیبراسیون انجام شد. پس از پنج دقیقه گرم کردن در توان کمتر از ۱۵۰ وات، آزمودنی‌ها چهل ثانیه در عرض رکاب استاندارد (Q۰) و توان ۱۰۰ درصدی خود رکاب زدند و ۳۰ ثانیه میانی داده‌های کینماتیکی سه بعدی اندام تحتانی ثبت شد. برای اطمینان از عدم تأثیر خستگی بر نتایج، هر کوشش ۴۰ ثانیه‌ای با ۱۰ دقیقه استراحت مطلق در وضعیت نشسته روی مبل راحتی همراه شد. در طی استراحت، عرض رکاب توسط واشر و پیچ‌های ساخته شده به اندازه‌های ۱ (Q۲)، ۲ (Q۳) و ۳ سانتی‌متر (Q۴) افزایش یافت و بار دیگر، ۳۰ ثانیه اطلاعات کینماتیکی ثبت شد. داده‌های کینماتیکی چرخه‌های رکاب زدن با استفاده از زاویه زانو تفکیک و داده‌های ۲۰ چرخه رکاب زدن برای هر آزمودنی جدا شد. داده‌های خام با استفاده از فیلتر پایین‌گذر Butterworth مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۸ هرتز فیلتر و به ۱۰۰ نقطه داده، طبیعی شدند و سپس، برای هر نقطه داده، میانگین ۲۰ چرخه محاسبه شد. مقادیر بیشینه، کمینه، دامنه حرکتی و میانگین فلکشن مفاصل ران، زانو و مچ پا (صفحه ساجیتال) و ابداکشن ران و ساق پا و مفصل زانو (صفحه فرونتال) محاسبه و در عرض رکاب‌های مختلف مقایسه شد. با سه ثبت موفق در هر عرض رکاب، کل روند داده‌برداری هر آزمودنی حدود ۴۵ دقیقه بود و جمع‌آوری اطلاعات در طی یک روز کامل انجام شد. استخراج داده‌ها با کدنویسی در MATLAB R2018a (MathWorks Ink.، آمریکا) اجرا شد.

توزیع داده‌ها از طریق آزمون Shapiro-Wilk، مقایسه اثر تغییر عرض رکاب با آزمون Repeated measures ANOVA و آزمون تعقیبی Bonferroni در نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ (version 16, SPSS Inc., Chicago, IL) تحلیل گردید.

یافته‌ها

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها شامل ۱۱ نفر با میانگین سن ۵/۱۲ ± ۲۷/۴۱ سال، قد ۳/۴۸ ± ۱۶۸/۶۸ سانتی‌متر، وزن ۵/۱۹ ± ۶۴/۹۵ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۳/۲۶ ± ۲۲/۴۲ کیلوگرم/مترمربع بود که میانگین اشتغال آنان به دوچرخه‌سواری ۲/۶۱± ۴/۴۷ سال بود.

زاوایای مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساژیتال در حین رکاب زدن در شرایط چهارگانه پهنای رکاب‌ها در جدول ۱ آمده است.

http://jrrs.mui.ac.ir

جدول ۱. میانگین ± انحراف معیار متغیرهای اندازه‌گیری شده زوایای مفاصل اندام تحتانی در صفحه ساجیتال در عرض رکاب‌های مختلف

مفصل	متغیر (°)	عرض رکاب			
		Q۰	Q۱	Q۲	Q۳
ران	کمینه زاویه فلکشن مفصل	۴۰/۲ ± ۱۰/۲	۳۹/۹ ± ۱۱/۴	۴۰/۴ ± ۱۲/۳	۳۷/۷ ± ۱۲/۹
	بیشینه زاویه فلکشن مفصل	۸۹/۸ ± ۹/۲	۹۴/۱ ± ۵/۶	۹۳/۳ ± ۶/۲	۹۴/۰ ± ۷/۷
	دامنه حرکتی زاویه فلکشن مفصل	۵۳/۱ ± ۷/۶	۵۲/۸ ± ۷/۴	۵۳/۸ ± ۶/۴	۵۳/۴ ± ۷/۰
	میانگین زاویه فلکشن مفصل	۶۲/۷ ± ۹/۹	۶۶/۳ ± ۷/۰	۶۶/۰ ± ۷/۹	۶۶/۴ ± ۷/۹
زانو	کمینه زاویه فلکشن مفصل	۳۵/۵ ± ۲۰/۸	۳۳/۰ ± ۱۴/۹	۳۲/۶ ± ۱۴/۴	۳۱/۵ ± ۱۶/۱
	بیشینه زاویه فلکشن مفصل	۱۱۸/۲ ± ۱۴/۹	۱۱۷/۱ ± ۹/۱	۱۱۵/۸ ± ۸/۵	۱۱۴/۹ ± ۷/۸
	دامنه حرکتی زاویه فلکشن مفصل	۸۲/۷ ± ۷/۲	۸۴/۰ ± ۷/۱	۸۳/۲ ± ۷/۲	۸۳/۳ ± ۱۰/۱
	میانگین زاویه فلکشن مفصل	۷۸/۸ ± ۷/۸	۷۷/۴ ± ۷/۴	۷۶/۱ ± ۷/۷	۷۵/۹ ± ۹/۳
مچ پا	کمینه زاویه فلکشن مفصل	$^{+\#\dagger}$-۲۲/۵ ± ۱۲/۹	*-۲۵ ± ۱۳/۶	*-۲۹/۹ ± ۱۳/۸	*۲۸/۳ ± ۱۲/۹
	بیشینه زاویه فلکشن مفصل	۶/۵ ± ۶/۲	۳/۲ ± ۵/۴	۳/۷ ± ۵/۶	۲/۹ ± ۷/۸
	دامنه حرکتی زاویه فلکشن مفصل	$^{\#}$۲۹/۰ ± ۱۱/۸	$^{\#}$۲۸/۵ ± ۱۲/۲	$^{*+\dagger}$۳۳/۷ ± ۱۱/۵	$^{\#}$۳۱/۳ ± ۱۵/۱
	میانگین زاویه فلکشن مفصل	$^{\#\dagger}$-۷/۲ ± ۶/۳	-۹/۴ ± ۷/۱	*-۱۲/۰ ± ۷/۸	*-۱۱/۶ ± ۶/۳

* تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۰؛ + تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۱؛ # تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۲؛ † تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۳

زاویای سگمنت‌های ران و ساق و مفاصل اندام تحتانی در صفحه فرونتال در حین رکاب زدن در شرایط چهارگانه پهنای رکاب‌ها در جدول ۲ ارایه شده است.

از بین متغیرهای اندازه‌گیری شده، تأثیر تغییر عرض رکاب تنها بر متغیرهای کمینه (P = ۰/۰۳۵)، بیشینه (P = ۰/۰۴۲) و میانگین (P = ۰/۰۲۰) ابداکشن سگمنت ساق و متغیرهای کمینه (P = ۰/۰۱۵)، دامنه حرکتی (P = ۰/۰۲۲) و میانگین (P = ۰/۰۱۸) فلکشن مچ‌پا معنی‌دار بود. نتایج آزمون تعقیبی، تفاوت معنی‌داری بین عرض رکاب Q۰ با سه عرض رکاب Q۱، Q۲ و Q۳ در کمینه (P = ۰/۰۴۹، P = ۰/۰۴۳ و P = ۰/۰۲۴)، بیشینه (P = ۰/۰۴۸، P = ۰/۰۴۱ و P = ۰/۰۳۳) و میانگین (P = ۰/۰۲۷، P = ۰/۰۴۳ و P = ۰/۰۲۲) زوایای ابداکشن ساق و تفاوت معنی‌داری بین عرض رکاب Q۰ با سه عرض رکاب دیگر یعنی Q۱، Q۲ و Q۳ در کمینه زاویه فلکشن مچ پا (P = ۰/۰۴۸، P = ۰/۰۲۷ و P = ۰/۰۰۴) را نشان می‌دهد. همچنین، در متغیر دامنه حرکتی زاویه فلکشن مچ پا، بین عرض رکاب Q۲ با عرض رکاب‌های Q۰، Q۱ و Q۳ (P = ۰/۰۲۰، P = ۰/۰۲۹ و P = ۰/۰۴۲) و در میانگین زاویه فلکشن مچ پا بین عرض رکاب Q۰ با دو عرض رکاب Q۲ و Q۳ (P = ۰/۰۳۷ و P = ۰/۰۲۵) تفاوت معنی‌داری مشاهده شد. اثر تغییر عرض رکاب بر سایر متغیرها و زوایای کینماتیکی اندازه‌گیری شده معنی‌دار نبود.

جدول ۲. میانگین ± انحراف معیار متغیرهای اندازه‌گیری شده زوایای سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی در صفحه فرونتال در عرض رکاب‌های مختلف

مفصل/سگمنت	متغیر (°)	عرض رکاب			
		Q۰	Q۱	Q۲	Q۳
ران	کمینه زاویه ابداکشن سگمنت	-۴۰/۹ ± ۲۴/۰	-۲۶/۲ ± ۲۴/۵	-۳۱/۹ ± ۱۹/۷	-۳۰/۶ ± ۲۱/۷
	بیشینه زاویه ابداکشن سگمنت	۳/۴ ± ۵/۵	۶/۸ ± ۸/۸	۳/۲ ± ۶/۲	۳/۰ ± ۵/۲
	دامنه حرکتی زاویه ابداکشن سگمنت	۴۴/۳ ± ۲۵/۳	۳۳/۰ ± ۱۶/۸	۳۵/۱ ± ۱۶/۵	۳۳/۶ ± ۱۹/۲
	میانگین زاویه ابداکشن سگمنت	-۹/۴ ± ۱۱/۲	-۵/۹ ± ۱۴/۲	-۱۰/۲ ± ۱۰/۵	-۱۰/۴ ± ۱۱/۲
زانو	کمینه زاویه ابداکشن مفصل	-۶/۹ ± ۷/۸	-۴/۱ ± ۶/۹	-۴/۷ ± ۷/۰	-۴/۳ ± ۶/۵
	بیشینه زاویه ابداکشن مفصل	۳/۱ ± ۶/۷	۴/۵ ± ۵/۲	۴/۷ ± ۶/۱	۳/۹ ± ۵/۳
	دامنه حرکتی زاویه ابداکشن مفصل	۱۰/۰ ± ۴/۲	۸/۶ ± ۲/۶	۹/۴ ± ۲/۰	۸/۳ ± ۲/۴
	میانگین زاویه ابداکشن مفصل	-۱/۰ ± ۶/۷	۰/۵۱ ± ۶/۷	۰/۹۱ ± ۷/۳	۰/۶ ± ۶/۵
ساق	کمینه زاویه ابداکشن سگمنت	$^{+\#\dagger}$-۳/۴ ± ۷/۲	*-۶/۸ ± ۸/۰	*-۷/۵ ± ۷/۸	*-۸/۷ ± ۷/۴
	بیشینه زاویه ابداکشن سگمنت	$^{+\#\dagger}$۶/۴ ± ۹/۴	*۲/۶ ± ۶/۸	*۳/۲ ± ۱۱/۲	*۲/۴ ± ۱۰/۱
	دامنه حرکتی زاویه ابداکشن سگمنت	۹/۹ ± ۵/۰	۹/۴ ± ۵/۱	۱۰/۸ ± ۶/۶	۱۱/۱ ± ۵/۶
	میانگین زاویه ابداکشن سگمنت	$^{+\#\dagger}$۱/۸ ± ۷/۲	*-۱/۵ ± ۶/۰	*-۲/۰ ± ۸/۴	*-۲/۹ ± ۷/۵

* تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۰؛ + تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۱؛ # تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۲؛ † تفاوت معنی‌دار با عرض رکاب Q۳

http://jrrs.mui.ac.ir

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر، تعیین اثر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک سگمنت‌ها و مفاصل اندام تحتانی مرتبط با خطر بروز آسیب پرکاری مفصل زانو در حین رکاب زدن بود. بنابراین، زوایایی که احتمال بروز آسیب پرکاری زانو را بالا می‌برند، تحلیل شدند. به همین جهت، مفصل زانو ابداکشن در صفحه فرونتال گزارش شد و زوایای سگمنت‌های ران و ساق پا نیز بر مبنای احتمال بروز آسیب پرکاری مفصل زانو انتخاب شدند. از بین متغیرهای کینماتیکی اندازه‌گیری شده، تأثیر تغییر عرض رکاب تنها بر زوایای سگمنت ساق در صفحه فرونتال و مفصل مچ پا در صفحه ساجیتال معنی‌دار بود. افزایش عرض رکاب، مقادیر بیشینه ابداکشن/ اداکشن ساق افزایش و مقادیر کمینه آن کاهش یافت؛ این یافته در واقع به معنی کاهش اداکشن ساق و افزایش ابداکشن آن بود.

با افزایش عرض رکاب از Q۱ به Q۲ و Q۳ ابداکشن ساق افزایش پیدا کرد. متغیر دیگر در ابداکشن ساق که بین عرض رکاب Q۰ با سه عرض رکاب دیگر تفاوت معنی‌داری داشت، میانگین زاویه ابداکشن ساق بود که در عرض رکاب Q۱ کوچک‌ترین مقدار (۱/۵ درجه) را داشت و نسبت به عرض رکاب Q۰ و همچنین، دو عرض رکاب دیگر به صفر نزدیک‌تر بود. با در نظر گرفتن یک حرکت پیستون مانند برای سگمنت‌های ران و ساق، این دو سگمنت نمی‌بایست حرکت داخلی- خارجی زیادی داشته باشند؛ چرا که این مسأله، موجب افزایش بار Varus-Valgus وارده بر زانو و همچنین، کاهش نیروی مؤثر وارد بر پدال شود (۲۲).

از بین چهار عرض رکاب، در عرض رکاب Q۱، زاویه سگمنت ساق در صفحه فرونتال نسبت به سه عرض رکاب دیگر به صفر نزدیک‌تر بود؛ بنابراین کمترین حرکت داخلی- خارجی اندام تحتانی با استفاده از این عرض رکاب حاصل شد. با کاهش عرض رکاب از Q۱ به Q۰ افزایش اداکشن ساق، به احتمال زیاد موجب افزایش بارهای Varus وارده بر زانو می‌گردد و با افزایش عرض رکاب از Q۱ به Q۲ و Q۳ افزایش ابداکشن ساق و بارهای Valgus وارده بر زانو را به دنبال داشته است که در هر دو مورد، نیروی مؤثر اعمالی به پدال کاهش خواهد یافت.

در عرض رکاب Q۰، ابداکشن مفصل زانو بیشتر و تغییرات زاویه‌ای آن به طور تقریبی بین ۷- تا ۳ درجه است؛ بنابراین، به نظر می‌رسد در این عرض رکاب مفصل زانو در معرض بارهای Varus بزرگ‌تری قرار خواهد گرفت. این در حالی است که در سه عرض رکاب دیگر تغییرات زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال به طور تقریبی بین ۴ و ۴- درجه است که نشان می‌دهد بارهای Valgus و Varus وارده بر مفصل زانو نسبت به عرض رکاب Q۰ به طور متعادل‌تری توزیع می‌شوند. به نظر می‌رسد از بین این سه عرض رکاب، در عرض رکاب Q۱ مفصل زانو کمترین حرکت داخلی- خارجی را داشته است؛ چرا که کوچک‌ترین میانگین و دامنه حرکتی را در این عرض رکاب دارد.

از جمله نتایج مهم دیگر این تحقیق، اثر معنی‌دار تغییر عرض رکاب بر زوایای دورسی فلکشن مچ پا است. نتایج آزمون تعقیبی به طور عمده تفاوت معنی‌داری در متغیرهای اندازه‌گیری شده زوایای دورسی فلکشن مچ پا بین عرض رکاب Q۰ با سه عرض رکاب دیگر را نشان داد. مقادیر کمینه و بیشینه دورسی فلکشن مچ پا نشان می‌دهد در عرض رکاب Q۰ نسبت به سه عرض رکاب دیگر، دورسی فلکشن بیشتر می‌باشد. افزایش دورسی فلکشن مچ پا در دوچرخه‌سوارانی که دچار درد زانو هستند، نسبت به دوچرخه‌سواران بدون درد گزارش شده است (۱۵). بنابراین، احتمال می‌رود عرض رکاب Q۰ نسبت به سه عرض رکاب دیگر با افزایش دورسی فلکشن مچ پا، دوچرخه‌سواران را بیشتر در معرض آسیب‌های پرکاری مفصل زانو قرار خواهد داد. مقادیر دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا، نشان می‌دهد با افزایش عرض رکاب از Q۰ به Q۱ دامنه حرکتی کم و با افزایش عرض رکاب از Q۱ به Q۲ و Q۳ دامنه حرکتی مفصل مچ پا افزایش یافته است.

در مورد حرکت ابداکشن و اداکشن فمور نیز همانند مفصل زانو تفاوت معنی‌داری بین چهار عرض رکاب مشاهده نشد. با این حال، نکته قابل توجه ابداکشن بسیار زیاد سگمنت ران در عرض رکاب Q۰ در چرخه رکاب زدن نسبت به سه عرض رکاب دیگر (حدود ۳۵-۲۲/۵ درصد) بود. ابداکشن زیاد ران نسبت به پاتلا، می‌تواند موجب کاهش سطح تماس در مفصل پاتلو فمورال شود و در طولانی مدت، موجب درد و آسیب در این مفصل گردد (۲۳). همچنین، ابداکشن زیاد سگمنت ران، ابداکشن مفصل زانو را افزایش می‌دهد. کوچک‌ترین مقدار بیشینه ابداکشن در سگمنت ران مربوط به عرض رکاب Q۱ حدود ۲۵ درجه است (جدول ۲). با توجه به آن چه تاکنون مورد بحث قرار گرفت، به خصوص نتایج تغییرات زاویه‌ای سگمنت ساق و دورسی فلکشن مچ پا، که معنی‌دار گزارش شدند، به نظر می‌رسد Q۱ مناسب‌ترین عرض رکاب به منظور کاهش آسیب‌های ناشی از پرکاری در مفصل زانو است؛ چرا که در این عرض رکاب، ساق و فمور کمترین حرکت داخلی- خارجی را دارند و توزیع بارهای Valgus-Varus وارده بر مفصل زانو، متعادل‌تر خواهد بود. این در حالی است که نتایج نشان داد استفاده از عرض رکاب کوچک‌تر و بزرگ‌تر از Q۱ به ترتیب می‌تواند خطر بروز آسیب‌های پرکاری ناشی از افزایش بارهای Valgus-Varus وارده بر مفصل زانو در دوچرخه‌سواران را افزایش دهد.

محدودیت‌ها

یکی از محدودیت‌های پژوهش انجام شده، عدم اندازه‌گیری ویژگی‌های آنتروپومتریک نظیر عرض لگن و یا زاویه Q آزمودنی‌ها در این مطالعه بود. Fang و همکاران، در تحقیق خود گزارش کرد که هفت نفر از آزمودنی‌ها در مرحله اعمال قدرت رکاب زدن (ساعت ۱۲ تا ۶) گشتاور ابداکشنی و ۱۱ نفر گشتاور اداکشنی در مفصل زانو نشان دادند (۱۶). عامل اصلی این اختلاف، ممکن است مربوط به راستای نیروی عکس‌العمل پدال نسبت به مفصل زانو باشد. ویژگی‌های آنتروپومتریکی افراد مانند عرض لگن، زاویه Q و یا چرخش هیپ، می‌تواند بر راستای اندام تحتانی حین رکاب زدن اثرگذار باشد و موجب تفاوت در راستای نیروی عکس‌العمل پدال شود (۱۶). به طور مثال، اندام تحتانی فردی با عرض لگن یا زاویه Q کوچک‌تر، ممکن است در عرض رکاب Q۰، در راستای مناسب باشد، اما در مورد فردی با عرض لگن و یا زاویه Q بزرگ‌تر، ممکن است عرض رکاب Q۱ اندام تحتانی او را در راستای مناسب قرار دهد. بر همین اساس، کوچک بودن حجم نمونه و اندازه‌گیری روی زنان و مردان در یک گروه می‌تواند روی تعمیم پذیری نتایج برای ورزشکاران زن یا مرد به تنهایی اثر بگذارد؛ چرا که تفاوت معنی‌دار پهنای لگن و زاویه Q در دو جنس اثبات شده است. یکی دیگر از محدودیت‌های این پژوهش، عدم اندازه‌گیری کینماتیک مفاصل و اندام در توان‌های مختلف بود. تغییر عرض رکاب ممکن است در بار کارهای متفاوت (توان‌های مختلف) تأثیر متفاوتی داشته باشد (۲۵-۲۴، ۱۶). از دیگر محدودیت‌های این پژوهش، عدم

http://jrrs.mui.ac.ir

سنجش الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی بود. ثبت داده‌های نیرو و گشتاور از پدال، ملزم به استفاده از دستگاه‌های ثبت نیروی پدال است که در ایران موجود نیست و بنابراین، محاسبات اینورس دینامیک و گشتاورها امکان پذیر نبود. تحلیل کینتیک در کنار کینماتیک، می‌تواند اطلاعات دقیق‌تری در مورد احتمال بروز آسیب پرکاری زانو در اختیار محققان قرار دهد.

پیشنهادها

انجام مطالعات آتی برای یافتن عرض رکاب مناسب با توجه به اندازه عرض لگن و یا اندازه زاویه Q توصیه می‌شود. اندازه‌گیری زاویه Q افراد و تقسیم‌بندی آن‌ها در گروه‌های دارای زاویه Q کوچک، بزرگ و طبیعی و انجام آزمون مشابه، می‌تواند استفاده از عرض رکاب مناسب برای هر گروه را مشخص کند. از آن جایی که در این مطالعه تنها توان ۱۰۰ درصد در نظر گرفته شد، انجام مطالعه مشابه در توان‌های مختلف رکاب زدن توصیه می‌شود. همچنین، انجام مطالعات الکترومایوگرافی به همراه کینماتیک، درک بهتری از تأثیر تغییر عرض رکاب بر فعال‌سازی عضلات و در نتیجه بیومکانیک اندام تحتانی می‌دهد. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات بعدی، ویژگی‌های آنتروپومتریکی اندام تحتانی دوچرخه‌سواران نظیر عرض لگن و زاویه Q اندازه‌گیری شود و اثر تغییر عرض رکاب نسبت به ویژگی‌های آنتروپومتریکی افراد تعیین گردد. روند تغییرات زاویه Q در این مطالعه مورد توجه قرار نگرفت و می تواند در مطالعات آتی مد نظر قرار گیرد. همچنین، تأثیر کاهش عرض رکاب، می‌تواند موضوع تحقیقات بعدی باشد.

نتیجه‌گیری

به طور خلاصه، نتایج پژوهش حاضر نشان داد استفاده از عرض رکاب‌های متفاوت می‌تواند در کینماتیک اندام و مفاصل اندام تحتانی تأثیرگذار باشد و استفاده از عرض رکاب‌های مختلف باید با احتیاط انجام شود. با این حال، چون استفاده از عرض رکاب Q۱ (افزایش ۱ سانتی‌متر) توانست در آزمودنی‌ها عوامل کینماتیکی خطرزای درد مفصل زانو را کاهش دهد، استفاده از این عرض رکاب در دوچرخه‌سواران جاده‌رو توصیه می‌شود. نتایج نشان داد در این عرض رکاب، سگمنت ساق، ران و مفصل زانو کمترین حرکت داخلی- خارجی را دارند؛ بنابراین، کمترین بارهای Valgus-Varus به مفصل زانو وارد می‌شود.

تشکر و قدردانی

این مطالعه بر اساس طرح پژوهشی مصوب در دانشگاه خوارزمی با شماره ۴/۲۵۸۳۳ طراحی و اجرا گردید. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از فدراسیون دوچرخه‌سواری جمهوری اسلامی ایران و ورزشکاران دوچرخه‌سوار که در این مطالعه شرکت کردند، اعلام می‌نمایند.

نقش نویسندگان

علی عباسی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران، محمدامین محمدیان، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران، شهرام عباسی، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران و هادی باشفاعت، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله، مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخ‌گویی به نظرات داوران را بر عهده داشتند.

منابع مالی

این مطالعه بر اساس طرح پژوهشی مصوب در دانشگاه خوارزمی با شماره ۴/۲۵۸۳۳ و با حمایت مالی دانشگاه خوارزمی انجام شد.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند.

References

1. Fleming BC, Beynnon BD, Renstrom PA, Peura GD, Nichols CE, Johnson RJ. The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling. Am J Sports Med 1998; 26(1): 109-18.
2. Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG. Cycling injuries of the lower extremity. J Am Acad Orthop Surg 2007; 15(12): 748-56.
3. Dettori NJ, Norvell DC. Non-traumatic bicycle injuries: A review of the literature. Sports Med 2006; 36(1): 7-18.
4. Dannenberg AL, Needle S, Mullady D, Kolodner KB. Predictors of injury among 1638 riders in a recreational long-distance bicycle tour: Cycle across Maryland. Am J Sports Med 1996; 24(6): 747-53.
5. Weiss BD. Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists. Am J Sports Med 1985; 13(3): 187-92.
6. Bakkes ES, Hendry JA, Uys MS. The occurrence of cycling injuries in the Western Province: A descriptive study. South African Journal of Physiotherapy 1993; 49(4): 693.
7. Bini RR, Flores Bini A. Potential factors associated with knee pain in cyclists: A systematic review. Open Access J Sports

Med 2018; 9: 99-106.
8. Ericson MO, Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. Phys Ther 1987; 67(9): 1365-9.
9. Bini R, Hume PA, Croft JL. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. Sports Med 2011; 41(6): 463-76.
10. Bini R, Hume P. A comparison of static and dynamic measures of lower limb joint angles in cycling: Application to bicycle fitting. Hum Mov 2016; 17(1): 36-42.
11. Encarnacion-Martinez A, Ferrer-Roca V, Garcia-Lopez J. Influence of sex on current methods of adjusting saddle height in indoor cycling. J Strength Cond Res 2018. [Epub Ahead of Print]
12. Price D, Donne B. Effect of variation in seat tube angle at different seat heights on submaximal cycling performance in man. J Sports Sci 1997; 15(4): 395-402.
13. Fonda B, Sarabon N, Li FX. Validity and reliability of different kinematics methods used for bike fitting. J Sports Sci 2014; 32(10): 940-6.
14. Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: Normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. Phys Ther 1989; 69(11): 897-901.
15. Bailey MP, Maillardet FJ, Messenger N. Kinematics of cycling in relation to anterior knee pain and patellar tendinitis. J Sports Sci 2003; 21(8): 649-57.
16. Fang Y, Fitzhugh E, Crouter S, Gardner J, Zhang S. Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling. Med Sci Sports Exerc 2015; 48(2): 260-6.
17. Disley BX, Li FX. The effect of Q factor on gross mechanical efficiency and muscular activation in cycling. Scand J Med Sci Sports 2014; 24(1): 117-21.
18. Disley BX, Li FX. Metabolic and kinematic effects of self-selected Q Factor during bike fit. Res Sports Med 2014; 22(1): 12-22.
19. Priego Quesada JI, Jacques TC, Bini RR, Carpes FP. Importance of static adjustment of knee angle to determine saddle height in cycling. Journal of Science and Cycling 2016; 5(1): 26-31.
20. Bieuzen F, Lepers R, Vercruyssen F, Hausswirth C, Brisswalter J. Muscle activation during cycling at different cadences: effect of maximal strength capacity. J Electromyogr Kinesiol 2007; 17(6): 731-8.
21. Schmitz A, Ye M, Shapiro R, Yang R, Noehren B. Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. J Biomech 2014; 47(2): 587-91.
22. Ercison MO, Nisell R, Ekholm J. Varus and valgus loads on the knee joint during ergometer cycling. Scand J Sports Sci 1984; 6(2): 39-45.
23. Noehren B, Barrance PJ, Pohl MP, Davis IS. A comparison of tibiofemoral and patellofemoral alignment during a neutral and valgus single leg squat: An MRI study. Knee 2012; 19(4): 380-6.
24. Quittmann OJ, Meskemper J, Abel T, Albracht K, Foitschik T, Rojas-Vega S, et al. Kinematics and kinetics of handcycling propulsion at increasing workloads in able-bodied subjects. Sports Engineering 2018; 21(4): 283-94.
25. Holliday W, Theo R, Fisher J, Swart J. Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities. Sports Biomech 2019; 1-15. [Epub ahead of print].

DOI: 10.22122/jrrs.v15i6.3447 Published by Vesnu Publications

The Effect of Changes in Bicycle Pedal Width on the Kinematics of Segments and Joints of Lower Extremity: Analysis of the Risk of Knee Overuse Injuries with Pedaling (A Cross-sectional Study)

Ali Abbasi[1], Mohammad Amin Mohammadian[2], Shahram Abbasi[3], Hadi Bashafaat[4]

Original Article

Abstract

Introduction: Pain and overuse injuries of the knee joint is prevalent among cyclists. The bicycle adjustment in accordance with the cyclist's body mechanics is a common way to reduce the risk of overuse injuries. The aim of this study is to investigate the effect of changes in bicycle pedal width on the kinematics of segments and joints of lower extremity and its association with the risk of knee overuse injuries during pedaling.

Materials and Methods: 10 professional cyclists of Shiraz City, Iran, pedaled at 100% of maximum power output with four different pedal widths (Q0: conventional pedal width, Q1: Q0 + 1cm, Q2: Q0 + 2cm, and Q3: Q0 + 3cm). The angle of the lower extremity segments and joints was recorded three dimensionally for thirty seconds during pedaling in each pedal width by myoMotion system. The minimum, maximum, and mean angles and range of motion (ROM) variables of hip and ankle (sagittal plane), knee joint (sagittal and frontal planes), and thigh and shank angles in the frontal plane were calculated. One-way repeated measures analysis of variance (ANOVA) and Bonferroni post-hoc test were used to identify significant changes.

Results: The statistical results showed that changes in the pedal width had a significant effect of on minimum ($P = 0.035$), maximum ($P \leq 0.042$), and mean ($P \leq 0.020$) of shank abduction/adduction and minimum ($P = 0.015$), mean ($P \leq 0.022$), and ROM ($P \leq 0.018$) of ankle dorsiflexion/plantar flexion, while changes in the pedal width had no significant effect on other kinematics parameters.

Conclusion: The results indicate that pedal width of Q1 has the highest potential to lower the risk of knee injury and provide increased efficiency whilst cycling; Still, the standard pedal width of road bikes (Q0) seemed not appropriate for professional Iranian cyclists since it increases the risk of knee joint overuse injuries.

Keywords: Bicycle; Pedal width; Kinematics; Knee overuse injury

Citation: Abbasi A, Mohammadian MA, Abbasi S, Bashafaat H. **The Effect of Changes in Bicycle Pedal Width on the Kinematics of Segments and Joints of Lower Extremity: Analysis of the Risk of Knee Overuse Injuries with Pedaling (A Cross-sectional Study).** J Res Rehabil Sci 2019; 15(6): 354-60.

Received date: 28.12.2019 Accept date: 25.01.2020 Published: 04.02.2020

1- Assistant Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
2- PhD Student, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3- Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
4- PhD in Sports Physiology, Fatemiyeh Shiraz Institute of Higher Education, Shiraz AND Research Committee of Cycling Federation of the Islamic Republic of Iran
Corresponding Author: Ali Abbasi; Assistant Professor, Department of Biomechanics and Sports Injuries, School of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran; Email: abbasi@khu.ac.ir