

Research Paper

The Effect of Changes in Pedal Width on the Frontal Plane Knee Kinematics in Cyclists with Different Q Angles**M. A. Mohammadian¹, A. Abbasi², M. Khaleghi Tazji³**

1. Ph.D. Student in Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

2. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran (Corresponding Author)

3. Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran

Received Date: 2021/11/22

Accepted Date: 2022/05/09

Abstract

The aim of this study was to investigate the effect of changes in pedal width (Q Factor) on knee frontal plane kinematics in cyclists with different Q angles. Three groups of 8 road cyclists (1- Low Q angle, 2- Normal Q angle and 3- High Q angle) cycled in four different pedal widths of 16, 19, 22 and 25 cm. The variables of maximum abduction, maximum adduction, range of motion and mean abduction/adduction angle of the knee joint during cycling were calculated. The results showed that there was significant difference between group 1 and group 3 in the variables of maximum, minimum and mean abduction angle of the knee joint. Besides, the effect of changing in the Q Factor was significant on the variables of maximum, minimum and mean abduction of the knee joint. In all variables, the interaction effect between inter-group and between-group factor was not significant. The results of the present study showed that the difference in the Q angle of individuals and also the increase in pedal width affect the frontal plane knee joint kinematics; Therefore, in choosing the appropriate pedal width for cyclists, the difference in their Q angle should be considered.

Keywords: Q Factor, Knee joint, Q angle

1. Eemail: amin.electronic71@gmail.com

2. Email: abbasi.bio@gmail.com

3. Email: mehdikhaleghi60@yahoo.com



Extended Abstract

Background and Purpose

Difference in pelvis width and Q angle can cause difference in lower extremity alignment during cycling and increased knee abduction or adduction, which has been reported as a risk factor for injury to the knee joint. Bini (2018) in a review research reported that cyclists with knee pain present larger knee adduction and altered activation of the vastus lateralis and vastus medialis muscles (1). In addition, disorder in the normal direction of the lower limb may impair the production of effective force during pedaling. It seems that one of the ways to adjust the lower extremity alignment during cycling to improve effective force and reduce varus and valgus loading on the knee joint is to select the right Q factor for each individual in proportion to her/his Q angle. "Q Factor" represents the horizontal distance between pedals on a bicycle (2). The aim of this study was to investigate the effect of changes in pedal width (Q Factor) on knee frontal plane kinematics in cyclists with different Q angles.

Materials and Methods

Twenty-four professional road cyclists participated in this study. They were classified into high Q-angle ($\geq 18^\circ$), normal Q-angle ($9^\circ < Q < 18^\circ$) and low Q-angle ($\leq 9^\circ$) groups (3), according to the degree of Q-angle. The participants will be free from lower extremity injuries within the past 6 months. In the first session, peak power output was determined (4). Cyclists performed an incremental workload test to exhaustion with 100 W of initial workload followed by a workload increase of 30 W every minute till exhaustion(4). Q Factor was set for this test at 160 mm (Q160), similar to a standard road bicycle. Pedaling cadence was controlled at 90–95 rpm by visual feedback from the cycle trainer head unit and the test was concluded when the pedaling cadence was lower than 85 rpm. Peak power output (PO_{peak}) was determined from percentage time and workload at the last stage (see Equation (1)).

$$PO_{\text{peak}} = PO_{\text{final}} * t\% \quad (1)$$

Twenty-four hours later, subjects entered the laboratory for a second session to assess the kinematics of the knee joint on the frontal plane during pedaling. After a warm-up period of 5 min at < 100 W, each cyclist cycled for 2 min at 100% peak power output with four different Q-Factor of 160 mm (QF0), 190 mm (QF1), 220 mm (QF2) and 250 mm (Q250) and with pedaling cadence controlled at 80 rpm. 20 markers including two clusters of 4 markers on the shank and thigh and 12 markers on the anatomical points of ASIS, PSIS, knee lateral epicondyle, knee medial epicondyle, lateral malleolus, medial malleolus, heel, first metatarsal,



second metatarsal and fifth metatarsal were mounted unilaterally. Additionally, A pedal anatomical marker was placed on the midpoint of the front edge of pedal. 3-dimensional (3D) kinematic data of lower extremity was collected using 8-camera motion analysis system (Qualysis, Qualysis Motion Capture Systems, Qualysis AB) with the sampling frequency of 480 HZ.

The consecutive pedal cycles were separated to obtain 30 individual trials from top dead center (0) to top dead center (360) based on vertical position of pedal marker. The raw kinematic data were filtered using a low-pass fourth order Butterworth filter with zero lag at a cutoff frequency of 6 Hz (5–8). Each cycle was normalized to 360 points. Then, three-dimensional angles of the knee joint were calculated using Visual 3D software (C-Motion Inc.). maximum abduction, maximum adduction, range of motion (ROM) and mean abduction/adduction of knee joint variables were calculated. Data were described using mean and standard deviation. The normality of data distribution was assessed by Shapiro-Wilk test and the homogeneity of variances was assessed by Leven test. Repeated measures ANOVA was used to analyze the data at a significance level of 0.05. Also, Tukey post hoc test was used to evaluate the differences between the groups in pairs and Bonferroni post hoc test was used to compare the pairs within groups.

Results

Mean and standard deviation of maximum abduction, maximum adduction, range of motion (ROM) and mean abduction/adduction angle of the knee joint are given in Table 1.

Table 1- Mean and standard deviation of knee joint kinematic variables on frontal plane

QF250	QF220	QF190	QF160	Groups	Variable
-0.2 ± 4.1	1.9 ± 3.2	4.6 ± 2.2	6.8 ± 4.8	High Q Angle	Maximum abduction (degree)
-0.6 ± 4.4	1 ± 3.9	3.6 ± 2.9	5 ± 3.3	Normal Q Angle	
-1.1 ± 5.3	0.4 ± 4.2	2.6 ± 3	4.1 ± 3.9	Low Q Angle	
-11 ± 5.3	-7.7 ± 5.1	-4.2 ± 3.1	-3.1 ± 5.5	High Q Angle	Maximum adduction (degree)
-11.6 ± 3.7	-7.9 ± 5.6	-5.1 ± 4.8	-4 ± 4.1	Normal Q Angle	
-12.4 ± 4.5	-9.5 ± 3.7	-6.9 ± 5.7	-4.4 ± 3.6	Low Q Angle	



Table 1- Mean and standard deviation of knee joint kinematic variables on frontal plane

QF250	QF220	QF190	QF160	Groups	Variable
10.8 ± 4.4	9.6 ± 4.2	8.8 ± 2	9.9 ± 3.8	High Q Angle	Range of motion abduction/adduction (degree)
11 ± 3.9	8.9 ± 3.6	8.7 ± 2.1	9 ± 2.6	Normal Q Angle	
11.3 ± 3.4	9.9 ± 3.5	9.5 ± 2.8	8.5 ± 2	Low Q Angle	
-4.2 ± 3.7	-2 ± 4.8	0.2 ± 4.1	2.1 ± 5.3	High Q Angle	Mean abduction (degree)
-5.3 ± 5.3	-3.2 ± 5.9	-0.9 ± 2.9	0.7 ± 4.2	Normal Q Angle	
-5.9 ± 4.5	-4.3 ± 4.7	-1.9 ± 4.1	-0.3 ± 3.7	Low Q Angle	

The results showed that the interaction effect between intergroup and intragroup factors was not significant for any of the measured variables. The results of the between group test showed that there were significant differences in the variables of maximum abduction (P = 0.012), maximum adduction (P = 0.022) and mean abduction/adduction angle (P = 0.009) between the groups. The results of post hoc test showed that there was a significant difference between group 1 and group 3 in the variables of maximum abduction (P = 0.006), maximum adduction (P = 0.016) and mean abduction/adduction angle (P = 0.001). The results of within group test showed that the effect of changing the pedal width on the variables of maximum abduction (P = 0.032), maximum adduction (P = 0.027) and mean abduction/adduction (P = 0.038) of the knee joint was significant. The results of the post hoc test showed that for the maximum abduction of knee joint variable between QF160 with QF190 (P = 0.012), QF220 (P = 0.007), and QF250 (P = 0.001), between QF190 with QF160 (P = 0.012) and QF250 (P = 0.001) and between QF220 with QF160 (P = 0.007) and QF250 (P = 0.014) was significant difference. For the maximum adduction variable between the QF160 with QF220 (P = 0.017) and QF250 (P = 0.001), between QF190 with QF250 (P = 0.003), and between the QF220 with QF160 (P = 0.017), and QF250 (P = 0.019), was significant difference. Also, for the variable of mean knee abduction/adduction was significant difference between QF160 with QF190 (P = 0.011), QF220 (P = 0.005) and QF250 (P = 0.002), between QF190 and QF160 (P = 0.011), QF220 (P = 0.010), and QF250 (P = 0.003), and between QF220 with the QF160 (P = 0.005) and QF190 (P = 0.010).



Conclusion

The results of this study showed that increasing the pedal width (Q Factor) of standard bicycles affects the kinematics of the knee joint and increases the knee joint adduction. The present study also showed that differences in Q angle of cyclists affect the kinematics of the knee joint. Larger Q-angle in cyclists can increase abduction and decrease knee joint adduction during cycling.

Keywords: Q Factor, Knee Joint, Q Angle

Article Message: Not all cyclists should use a fixed pedal width as differences in anthropometric characteristics, such as the Q angle, affect the kinematics of the knee joint in the frontal plane and in prolonged pedaling can possibly cause excessive stress on the internal or External compartment of the knee joint. Athletes and coaches who do bike fitting should consider the difference in the Q angle to determine the appropriate pedal width for each person.

References

1. Bini RR, Bini AF. Potential factors associated with knee pain in cyclists: a systematic review. *Open access J Sport Med*. Dove Press; 2018;9:99.
2. Disley BXESJ. Q Factor in cycling: kinematic and physiological effects. University of Birmingham; 2014.
3. Horton MG, Hall TL. Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Phys Ther*. Oxford University Press; 1989;69(11):897–901.
4. 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*. Elsevier; 2007;17(6):731–8.
5. Gardner JK, Zhang S, Liu H, Klipple G, Stewart C, Milner CE, et al. Effects of toe-in angles on knee biomechanics in cycling of patients with medial knee osteoarthritis. *Clin Biomech*. Elsevier; 2015;30(3):276–82.
6. Gardner JK, Klipple G, Stewart C, Asif I, Zhang S. Acute effects of lateral shoe wedges on joint biomechanics of patients with medial compartment knee osteoarthritis during stationary cycling. *J Biomech*. Elsevier; 2016;49(13):2817–23.
7. Fang Y, Fitzhugh EC, Crouter SE, Gardner JK, Zhang S. Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling. *Med Sci Sport Exerc*. 2016;48(2):260–6.
8. Thorsen T, Hummer E, Reinbolt J, Weinhandl JT, Zhang S. Increased Q-factor increases medial compartment knee joint contact force during cycling. *J Biomech*. Elsevier; 2021;118:110271.



اثر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال در دوچرخه‌سواران با زاویه کیوهای متفاوت

محمدامین محمدیان^۱، علی عباسی^۲، مهدی خالقی تازجی^۳

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
(نویسنده مسئول)
۳. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش ۱۴۰۱/۰۲/۱۹

تاریخ ارسال ۱۴۰۰/۰۹/۰۱

چکیده

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر تغییر عرض رکاب (Q Factor) بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال در دوچرخه‌سواران با زاویه کیوهای متفاوت بود. سه گروه هشت نفره از دوچرخه‌سواران جاده‌رو (شامل زاویه کیو کوچک، زاویه کیو نرمال و زاویه کیو بزرگ) در چهار عرض رکاب ۱۶، ۱۹، ۲۲ و ۲۵ سانتی‌متری رکاب زدند. متغیرهای حداکثر ابداکشن، حداکثر اداکشن، دامنه حرکتی و میانگین زاویه ابداکشن/اداکشن مفصل زانو با استفاده از سیستم آنالیز حرکت هشت دوربینه حین رکاب زدن محاسبه شد. نتایج نشان داد در متغیرهای حداکثر، حداقل و میانگین زاویه ابداکشن مفصل زانو بین گروه ۱ و گروه ۳ تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین اثر تغییر عرض رکاب بر متغیرهای حداکثر، حداقل و میانگین ابداکشن مفصل زانو معنادار بود و با افزایش عرض رکاب، ابداکشن مفصل زانو نیز افزایش یافته بود. همچنین اثر تعاملی بین عامل درون‌گروهی و بین‌گروهی در تمامی متغیرها غیرمعنادار بود. نتایج پژوهش حاضر نشان داد تفاوت در زاویه کیو افراد و همچنین افزایش عرض رکاب بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال اثرگذار است؛ بنابراین در انتخاب عرض رکاب مناسب برای دوچرخه‌سواران، تفاوت در زاویه کیو آن‌ها باید در نظر گرفته شود.

واژگان کلیدی: عرض رکاب، مفصل زانو، زاویه کیو

1. Eemail: amin.electronic71@gmail.com
2. Email: abbasi.bio@gmail.com
3. Email: mehdkhaleghi60@yahoo.com



مقدمه

دوچرخه‌سواری شکلی رایج از ورزش، حمل‌ونقل و تفریح است که به سلامتی و تناسب اندام نیز کمک می‌کند (۱). دوچرخه‌سواری، در مقایسه با راه رفتن و دویدن، ضمن افزایش استقامت قلبی-عروقی و قدرت عضلانی، بار وارد بر مفصل زانو را کاهش می‌دهد (۴-۲)؛ به‌طور مثال اوج نیروی تماسی مفصل زانو در دوچرخه‌سواری بین ۰/۵ تا ۱/۵ برابر وزن بدن است درحالی‌که در راه رفتن تقریباً به ۲/۵ برابر وزن بدن و در دویدن به بیش از ۶ برابر وزن بدن می‌رسد (۳,۵,۶). با این حال، دوچرخه‌سواران به‌طور قابل‌توجهی (حدود ۸۵ درصد) به آسیب‌های پرکاری دچارند (۹-۷). این درد در نواحی مختلف از جمله گردن، کمر، زانو و حتی ناحیه کتفاله ران گزارش شده است؛ به‌خصوص برای دوچرخه‌سوارانی که بیش از سه ساعت دوچرخه‌سواری می‌کنند (۱۰). در این میان، آسیب پرکاری مفصل زانو با شیوع بیش از ۵۰ درصد شایع‌ترین آسیب پرکاری در میان ورزشکاران گزارش شده است (۷).

ابعاد و پیکربندی دوچرخه بر وضعیت بدنی دوچرخه‌سوار اثر می‌گذارد؛ برای مثال تغییر در وضعیت عمودی و افقی زین، کینماتیک اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۱,۱۲). کاهش زیاد در ارتفاع زین (بیش از ۹ درصد ارتفاع مطلوب) می‌تواند از طریق افزایش زاویه فلکشن زانو حین رکاب زدن به نیروهای فشاری بزرگ در مفصل پتلوفمورال و تشدید آسیب‌های پرکاری در این مفصل منجر شود (۱۳). همچنین تغییر ابعاد و تنظیمات دوچرخه می‌تواند بر نیروی تولیدی عضلات و در نتیجه بار وارد بر مفاصل اثر بگذارد (۱۴)؛ از این‌رو یکی از روش‌های رایج برای پیشگیری از آسیب‌های پرکاری یا کاهش آن‌ها و همین‌طور بهبود عملکرد ورزشکاران تنظیم پیکربندی دوچرخه متناسب با آناتومی و ابعاد بدنی دوچرخه‌سواران یا متناسب با کینماتیک مفاصل حین رکاب زدن است که به آن بایک‌فیتینگ^۱ می‌گویند؛ برای مثال در بایک‌فیتینگ، ارتفاع زین به‌گونه‌ای تنظیم می‌شود که برابر با ۹۶-۱۰۰ درصد ارتفاع تروکانتر ران فرد تا زمین باشد (۱۵) یا وقتی پدال در پایین‌ترین نقطه قرار دارد، زاویه فلکشن زانو بین ۲۵-۳۰ درجه باشد (۱۶). بیشتر پژوهش‌های انجام‌شده اثر بایک‌فیتینگ را بر زوایای مفاصل در صفحه ساجیتال بررسی کرده‌اند (۱۹-۱۴,۱۲). این در حالی است که برخی آسیب‌های پرکاری دوچرخه‌سواری مثل درد داخلی زانو و همچنین آسیب‌هایی مانند آرتروز زانو می‌تواند تحت تأثیر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال و بار وارد بر مفصل در اثر حرکت داخلی-خارجی زانو باشد. از طرفی، برخی ویژگی‌های آنتروپومتریکی و آناتومیکی افراد که می‌تواند بر وضعیت

1. Bike Fitting



بدنی آن‌ها حین زدن اثر بگذارند نیز در نظر گرفته نشده است. یکی از آن‌ها تفاوت در زاویه کیو^۱ (خط کشش چهارسر رانی) افراد است که می‌تواند نتیجه تفاوت در عرض لگن افراد نیز باشد. تفاوت در عرض لگن و یا زاویه کیو می‌تواند راستای اندام تحتانی را حین رکاب زدن تحت تأثیر قرار دهد و موجب تفاوت در کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال شود. با تغییر راستای اندام تحتانی، راستای نیروی واکنش پدال نسبت به زانو در صفحه فرونتال نیز می‌تواند تحت تأثیر قرار گیرد و موجب تفاوت در گشتاور اداکشن و اداکشن وارد به مفصل زانو شود (۲۰). بینی^۲ و همکاران (۲۰۱۸) در پژوهشی مروری گزارش کردند اداکشن مفصل زانو در دوچرخه‌سواران مبتلا به درد قدامی زانو از افراد بدون درد بیشتر است (۲۱).

به نظر می‌رسد یکی از راه‌های تنظیم راستای اندام تحتانی حین رکاب زدن انتخاب عرض رکاب^۳ (Q Factor) مناسب هر فرد متناسب با زاویه کیو خودش باشد. در زمینه تأثیر تغییر عرض رکاب، عباسی و همکاران (۲۰۲۰) در پژوهشی نتیجه گرفتند اثر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک اندام تحتانی در صفحه فرونتال معنادار است. همچنین، استفاده از عرض رکاب بیش‌ازحد کوچک یا بیش‌ازحد بزرگ با افزایش بیش‌ازحد اداکشن و اداکشن زانو مرتبط است. ترسن^۴ و همکاران (۲۰۲۰) در پژوهش دیگری عرض رکاب دوچرخه ثابت را از ۱۵ سانتی‌متر به ۱۹/۲، ۲۳/۴ و ۲۷/۶ سانتی‌متر افزایش دادند و نتیجه‌گیری کردند با افزایش عرض رکاب، پیک گشتاور اداکشن زانو افزایش می‌یابد که نشان‌دهنده افزایش بار وارد بر کمپارتمان داخلی مفصل زانوست (۲۳). پژوهش‌های اندکی که در زمینه تغییر عرض رکاب موجودند، ویژگی‌های آناتومیکی و آنتروپومتریکی افراد را لحاظ نکرده‌اند؛ زیرا همان‌طور که قبلاً هم اشاره شد، عامل دیگر مؤثر بر راستای اندام تحتانی می‌تواند ویژگی‌های آنتروپومتریکی از جمله زاویه کیو افراد باشد؛ بنابراین ممکن است استفاده از یک عرض رکاب برای افرادی که زاویه کیوهای متفاوت دارند، آثار متفاوتی داشته باشد. در این پژوهش در نظر است اثر تغییر عرض رکاب بر گروه‌هایی با زاویه کیو کوچک، زاویه کیو متوسط و زاویه کیو بزرگ بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال بررسی شود.

1. Q Angle

2. Bini

۳. فاصله عرضی بین دو رکاب دوچرخه

4. Thorsen



روش پژوهش

آزمودنی‌ها

جامعه آماری این پژوهش نیمه تجربی را دوچرخه‌سواران جاده‌رو شاغل در لیگ‌های استان تهران تشکیل دادند. پس از اندازه‌گیری زاویه کیو داوطلبان، تعداد ۲۴ نفر شامل ۱۱ نفر خانم و ۱۳ نفر آقا برای شرکت در این پژوهش انتخاب شدند به گونه‌ای که بر اساس زاویه کیو سه گروه هشت‌نفره با زاویه کیو کوچک (زاویه کیو کوچک‌تر یا مساوی ۹ درجه) با میانگین $1/1 \pm 7/6$ ؛ زاویه کیو متوسط (زاویه کیو بین ۹ تا ۱۸ درجه) با میانگین $3/7 \pm 13/1$ و زاویه کیو بزرگ (زاویه کیو بزرگ‌تر یا مساوی ۱۸ درجه) با میانگین $1/4 \pm 19/7$ تشکیل دادند (۲۴). حجم نمونه موردنیاز با استفاده از آزمون جی پاور بر اساس توان $0/8$ و اندازه اثر $0/3$ تعداد ۲۴ نفر برآورد شد. عضویت در یکی از تیم‌های لیگ دوچرخه‌سواری استان تهران، سالم بودن، داشتن دست‌کم سه سال سابقه دوچرخه‌سواری جاده و داشتن دست‌کم سه جلسه تمرین در هفته معیارهای ورود به پژوهش بودند و داشتن هر گونه درد و آسیب در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، معیار خروج از پژوهش بود. هدف و مراحل کلی آزمون برای آزمودنی‌ها شرح داده شد و از آن‌ها خواسته شد فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل کنند. رعایت اصول اخلاقی در پژوهش حاضر در کمیته اخلاق در پژوهش دانشگاه خوارزمی بررسی و با کد اخلاق به شماره IR.KHU.REC.1399.032 تأیید شد.

جمع‌آوری داده‌ها

در جلسه اول پس از ورود آزمودنی‌ها به آزمایشگاه آنالیز حرکت دانشگاه الزهرا تهران قد، وزن و زاویه کیو هر آزمودنی در حالت ایستاده اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری زاویه کیو، ابتدا خار خاصه‌ای قدامی فوقانی، برجستگی تیبیا و مرکز کشکک روی پوست علامت زده شد. فولکروم گونیامتر JAMAR مدل ۸۰۶۰ ساخت کشور چین روی مرکز کشکک قرار داده شد به طوری که یک بازوی آن در جهت خار خاصه‌ای قدامی فوقانی و بازوی دیگر به سمت برجستگی تیبیا قرار گرفت. بدین ترتیب زاویه بین دو بازو از روی نقاله مدرج مشخص شد (۲۵). قبل از اجرای آزمون‌های اصلی، برای هر آزمودنی بایک‌فیتینگ انجام شد تا اثر سایر ویژگی‌های آنتروپومتریکی از جمله قد و طول اندام تحتانی افراد بر کینماتیک مفاصل اندام تحتانی تا حد ممکن کنترل شود. بدین منظور ارتفاع زین دوچرخه به گونه‌ای تنظیم شد که وقتی رکاب در حالت استاتیک در پایین‌ترین نقطه قرار دارد، زاویه فلکشن زانوی آزمودنی ۳۰ درجه باشد (۲۶). همچنین عقب یا جلو بودن زین با استفاده از شاقول به گونه‌ای تنظیم



شد که وقتی رکاب در حالت استاتیک در وضعیت ساعت سه قرار دارد، کشکک زانو با مرکز اسپیندل^۱ رکاب مماس باشد (۲۶). سپس، تعیین توان بیشینه خروجی دوچرخه‌سوار با استفاده از آزمون افزایش توان تا مرحله خستگی انجام شد (۲۷). بدین منظور از دوچرخه‌سوار خواسته شد با توان اولیه ۱۰۰ وات (برای خانم‌ها) یا ۲۰۰ وات (برای آقایان) شروع به رکاب زدن کند، سپس هر یک دقیقه ۳۰ وات به توان اولیه اضافه می‌شد تا زمانی که دوچرخه‌سوار به واماندگی برسد. سرعت رکاب زدن در محدوده ۹۰ تا ۹۵ دور در دقیقه کنترل می‌شد و آزمون زمانی به پایان می‌رسید که سرعت رکاب زدن به کمتر از ۸۵ دور در دقیقه برسد. بیشینه توان خروجی (POpeak) با استفاده از درصد زمان (t%) و توان خروجی آخرین مرحله (POfinal) طبق معادله زیر محاسبه شد:

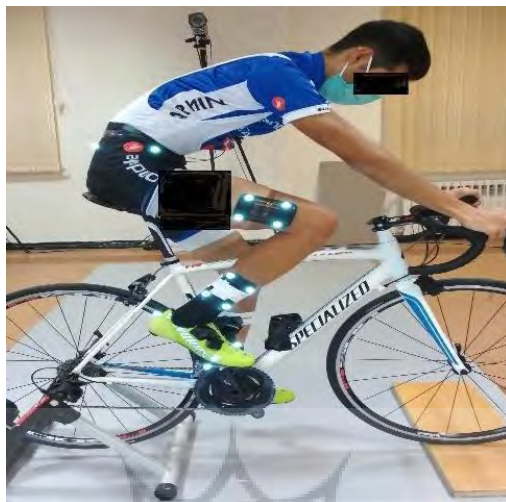
$$PO_{peak} = PO_{final} * t\%$$

از آزمودنی‌ها خواسته شد طی ۲۴ ساعت آینده تمرین دوچرخه‌سواری سنگین انجام ندهند. ۲۴ ساعت بعد آزمودنی‌ها بار دوم به منظور ارزیابی کینماتیک مفاصل اندام تحتانی حین رکاب زدن در آزمایشگاه حضور پیدا کردند. تمام آزمودنی‌ها از کفش مخصوص دوچرخه‌سواری استفاده کردند که در داخل رکاب دوچرخه قفل می‌شد. برای ثبت کوشش ایستا ۲۰ نشانگر کالیبراسیون شامل دو کلاستر چهار نشانگر روی ساق پا و ران و ۱۲ نشانگر روی نقاط آناتومیکی ASIS ها، PSIS ها، اپی‌کندیل خارجی زانو، اپی‌کندیل داخلی زانو، قوزک خارجی، قوزک داخلی، پاشنه، متاتارس اول، متاتارس دوم و متاتارس پنجم به صورت یک طرفه و روی پای برتر آزمودنی نصب شدند. به منظور ثبت کوشش پویا نیز از ۱۵ نشانگر ردیابی استفاده شد و نشانگرهای اپی‌کندیل خارجی، اپی‌کندیل داخلی زانو، قوزک خارجی و قوزک داخلی و متاتارس اول برداشته شدند (شکل شماره ۱). یک نشانگر نیز برای جدا کردن چرخه‌های رکاب زدن در وسط لبه جلویی پدال قرار داده شد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1. Spindle





شکل ۱- قرار دادن نشانگرها و چینش تجهیزات

قبل از ارزیابی کینماتیک دوچرخه‌سواران سیستم آنالیز حرکت طبق دستورالعمل سازنده کالیبره شد. یک کوشش ایستا در وضعیت نرمال آناتومیکی به صورت ایستاده و در مرکز فضای کالیبراسیون برای دوچرخه‌سوار ثبت شد. پس از پنج دقیقه گرم کردن در توان ۱۰۰ وات، از آزمودنی خواسته شد دو دقیقه در عرض رکاب استاندارد دوچرخه جاده یعنی ۱۶ سانتی‌متر (عرض رکاب ۱) با سرعت ۸۰ دور در دقیقه و صد درصد توان بیشینه خروجی اش رکاب بزند. توان خروجی با استفاده از پاورمتر نصب‌شده روی دوچرخه کنترل می‌شد. طی این دو دقیقه مختصات نشانگرهای ردیابی با استفاده از سیستم آنالیز حرکت هشت دوربینه (Qualysis, Qualysis Motion Capture Systems, Qualysis دوربینه هشت دوربینه (Qualysis AB, Sweden) با فرکانس نمونه‌برداری ۴۸۰ هرتز ثبت شد. بنا بر اطلاع نویسندگان، پژوهش دیگری از این فرکانس نمونه‌برداری برای ثبت داده‌های کینماتیک حین رکاب زدن استفاده نکرده است و با توجه به اینکه در ادامه، چرخه به ۳۶۰ نقطه نرمال خواهد شد و سرعت رکاب زدن نیز ۸۰ دور بر دقیقه بوده است، فرکانس مذکور به عنوان فرکانس نمونه‌برداری مناسب انتخاب شده است. برای اطمینان از بی‌تأثیر بودن خستگی بر نتایج، ۱۰ دقیقه استراحت در وضعیت نشسته بین هر کوشش دو دقیقه‌ای در نظر گرفته شد. حین استراحت آزمودنی، عرض رکاب هر بار با استفاده از واشر و پیچ‌های ساخته شده (شکل شماره ۲) به اندازه‌های ۱۹ (عرض رکاب ۲)، ۲۲ (عرض رکاب ۳)،



و ۲۵ سانتی‌متر (عرض رکاب ۴)، افزایش یافت و بار دیگر اطلاعات کینماتیکی به مدت دو دقیقه ثبت شد.



شکل ۲- واشر و پیچ‌های ساخته شده برای افزایش عرض رکاب

پردازش داده‌ها

نشانگرهای کالیبراسیون و ترکینگ در نرم‌افزار QTM ردیابی و مختصات سه‌بعدی آن‌ها استخراج شد. داده‌های خام مختصات نشانگرها با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باترورث مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۶ هرتز فیلتر شدند (۲۰,۲۳,۲۸,۲۹). چرخه‌های رکاب زدن با استفاده از مختصات عمودی نشانگر پدال جدا شدند و از داده‌های ۳۰ چرخه دوم (از چرخه ۳۱ تا ۶۰) برای تحلیل‌های بعدی استفاده شد. از نقطه اوج مختصات عمودی نشانگر پدال تا نقطه اوج بعدی یک چرخه رکاب زدن (صفر تا ۳۶۰ درجه) در نظر گرفته شد. هر چرخه رکاب زدن به ۳۶۰ نقطه (هر نقطه ۱ درجه) نرمال شد. سپس زوایای سه‌بعدی مفصل زانو با استفاده از نرم‌افزار Visual 3D (C-Motion Inc.) محاسبه شد. مقادیر حداکثر اداکشن، حداکثر اداکشن، دامنه حرکتی و میانگین زوایای مفصل زانو در صفحه فرونتال برای هر چرخه محاسبه و سپس برای هر کدام میانگین ۳۰ چرخه محاسبه شد.

تجزیه و تحلیل آماری

داده‌ها با استفاده از میانگین و انحراف استاندارد توصیف شدند. نرمال بودن توزیع داده‌ها به وسیله آزمون شاپیرو ویلک و همگنی واریانس‌ها به وسیله آزمون لون بررسی شد. برای تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری تکراری (عامل بین گروهی و درون گروهی) در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. همچنین به منظور بررسی دوبه‌دو تفاوت بین گروه‌ها از آزمون تعقیبی توکی و به منظور مقایسه دوبه‌دو آثار درون گروهی از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزار اس پی اس اس نسخه ۲۰ استفاده شد.



نتایج

مشخصات جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در گروه با زاویه کیو کوچک (شامل ۳ نفر خانم و ۵ نفر آقا) با میانگین سن $26/6 \pm 4/7$ سال، قد $176/1 \pm 7/3$ سانتی‌متر، وزن $71/59 \pm 10/3$ کیلوگرم در گروه با زاویه کیو متوسط (شامل ۳ نفر خانم و ۵ نفر آقا) با میانگین سن $28/1 \pm 5/8$ سال، قد $172/3 \pm 6/8$ سانتی‌متر، وزن $68/4 \pm 8/8$ و در گروه با زاویه کیو بزرگ (شامل ۵ نفر خانم و ۳ نفر آقا) با میانگین سن $25/8 \pm 3/2$ سال، قد $167/4 \pm 5/9$ سانتی‌متر، وزن $63/5 \pm 8/2$ کیلوگرم بود. نتایج آزمون شاپیرو ویلک نشان داد توزیع متغیرهای اندازه‌گیری شده در هر سه گروه نرمال است. شرط همگنی واریانس‌ها نیز برای تمام متغیرها برقرار بود. مقادیر متغیرهای حداکثر ابداکشن، حداکثر اداکشن، دامنه حرکتی و میانگین زاویه ابداکشن مفصل زانو در جدول شماره ۱ آورده شده است.

جدول ۱- مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای کینماتیکی مفصل زانو در صفحه فرونتال

Table 1- Mean and standard deviation of knee joint kinematic variables on frontal plane

QF3	QF2	QF1	QF0	Groups	متغیر Variable
-0.2 ± 4.1	1.9 ± 3.2	4.6 ± 2.2	6.8 ± 4.8	High Q Angle	حداکثر ابداکشن (درجه) Maximum abduction (degree)
-0.6 ± 4.4	1 ± 3.9	3.6 ± 2.9	5 ± 3.3	Normal Q Angle	
-1.1 ± 5.3	0.4 ± 4.2	2.6 ± 3	4.1 ± 3.9	Low Q Angle	
-11 ± 5.3	-7.7 ± 5.1	-4.2 ± 3.1	-3.1 ± 5.5	High Q Angle	ماکزیم اداکشن (درجه) Maximum adduction (degree)
$- \pm 3.7$ 11.6	-7.9 ± 5.6	-5.1 ± 4.8	-4 ± 4.1	Normal Q Angle	
± 4.5 -12.4	-9.5 ± 3.7	-6.9 ± 5.7	-4.4 ± 3.6	Low Q Angle	
± 4.4 10.8	9.6 ± 4.2	8.8 ± 2	9.9 ± 3.8	High Q Angle	دامنه حرکتی ابداکشن/اداکشن (درجه) Range of motion abduction/adduction (degree)
11 ± 3.9	8.9 ± 3.6	8.7 ± 2.1	9 ± 2.6	Normal Q Angle	
± 3.4 11.3	9.9 ± 3.5	9.5 ± 2.8	8.5 ± 2	Low Q Angle	
-4.2 ± 3.7	-2 ± 4.8	0.2 ± 4.1	2.1 ± 5.3	High Q Angle	میانگین ابداکشن (درجه) Mean abduction (degree)
-5.3 ± 5.3	-3.2 ± 5.9	-0.9 ± 2.9	0.7 ± 4.2	Normal Q Angle	
-5.9 ± 4.5	-4.3 ± 4.7	-1.9 ± 4.1	-0.3 ± 3.7	Low Q Angle	

QF0 عرض رکاب ۱۶ سانتی‌متر، QF1 عرض رکاب ۱۹ سانتی‌متر، QF2 عرض رکاب ۲۲ سانتی‌متر، QF3 عرض رکاب ۲۵ سانتی‌متر



اثر تعاملی بین عامل بین گروهی و درون گروهی برای هیچ یک از متغیرهای اندازه گیری شده معنادار نبود. نتایج آزمون بین گروهی نشان داد در متغیرهای حداکثر ابداکشن ($P=0/012$)، حداکثر اداکشن ($P=0/022$) و میانگین زاویه ابداکشن ($P=0/009$) مفصل زانو بین گروهها تفاوت وجود دارد. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد در متغیرهای حداکثر ابداکشن ($P=0/006$)، حداکثر اداکشن ($P=0/016$) و میانگین زاویه ابداکشن ($P=0/001$) مفصل زانو بین گروه ۱ با گروه ۳ تفاوت معناداری وجود دارد.

نتایج آزمون درون گروهی نشان داد اثر تغییر عرض رکاب بر متغیرهای حداکثر ابداکشن ($P=0/032$)، حداکثر اداکشن ($P=0/027$) و میانگین زاویه ابداکشن ($P=0/038$) مفصل زانو معنادار و بر متغیر دامنه حرکتی ابداکشن/اداکشن ($P=0/245$) مفصل زانو معنادار نیست. نتایج آزمون تعقیبی نیز نشان داد برای متغیر حداکثر ابداکشن مفصل زانو بین عرض رکاب ۱۶ با سه عرض رکاب ۱۹ ($P=0/012$)، ۲۲ ($P=0/007$)، و ۲۵ ($P=0/001$)، بین عرض رکاب ۱۹ با سه عرض رکاب ۱۶ ($P=0/012$) و ۲۵ ($P=0/001$) و بین عرض رکاب ۲۲ با عرض رکاب ۱۶ ($P=0/007$) و ۲۵ ($P=0/014$)، تفاوت معناداری وجود دارد. برای زاویه حداکثر ابداکشن مفصل زانو بین عرض رکاب ۱۶ با سه عرض رکابهای ۲۲ ($P=0/017$) و ۲۵ ($P=0/001$)، بین عرض رکاب ۱۹ با عرض رکاب ۲۵ ($P=0/003$)، و بین عرض رکاب ۲۲ با عرض رکاب ۱۶ ($P=0/017$) و ۲۵ ($P=0/019$)، تفاوت معناداری وجود دارد. همین طور برای متغیر میانگین زاویه ابداکشن زانو بین عرض رکاب ۱۶ با سه عرض رکاب ۱۹ ($P=0/011$)، ۲۲ ($P=0/005$)، و ۲۵ ($P=0/002$)، بین عرض رکاب ۱۹ با عرض رکاب ۱۶ ($P=0/011$)، ۲۲ ($P=0/010$)، و ۲۵ ($P=0/003$)، و بین عرض رکاب ۲۲ با عرض رکاب ۱۶ ($P=0/005$) و ۱۹ ($P=0/010$) تفاوت معنادار وجود دارد.

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام پژوهش حاضر، تعیین اثر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال در دوچرخه سواران با زاویه کیوهای متفاوت بود. بر همین اساس دوچرخه سواران بر اساس زاویه کیو به سه گروه زاویه کیو بزرگ، زاویه کیو نرمال و زاویه کیو کوچک تقسیم شدند و تأثیر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال در این گروهها بررسی شد.

نتایج آزمون بین گروهی نشان داد با آنکه در متغیر دامنه حرکتی تفاوت معناداری وجود نداشت، در متغیرهای حداکثر اداکشن، حداکثر اداکشن و میانگین زاویه ابداکشن زانو بین دوچرخه سواران با



زاویه کیو بزرگ و گروه دوچرخه‌سواران با زاویه کیو کوچک تفاوت معناداری وجود دارد؛ بدین معنا که تفاوت در زاویه کیو افراد بر کینماتیک مفصل زانو حین رکاب زدن اثرگذار است. مقادیر میانگین این متغیرها نشان می‌دهد در گروه دوچرخه‌سواران با زاویه کیو بزرگ متغیرهای حداکثر زاویه اداکشن مفصل زانو و حداکثر زاویه اداکشن مفصل زانو به ترتیب بزرگ‌تر و کوچک‌تر از گروه دوچرخه‌سواران با زاویه کیو کوچک است. همچنین مقادیر میانگین زاویه اداکشن مفصل زانو در گروه زاویه کیو بزرگ بیشتر از گروه دارای زاویه کیو کوچک است؛ بنابراین می‌توان نتیجه گرفت بزرگ‌تر بودن زاویه کیو در دوچرخه‌سواران می‌تواند موجب افزایش اداکشن و کاهش اداکشن مفصل زانو حین رکاب زدن شود. در مورد گروه زاویه کیو متوسط اگرچه تغییرات معناداری با دو گروه زاویه کیو کوچک و بزرگ ندارد، مقادیر میانگین متغیرهای حداکثر زاویه اداکشن مفصل زانو و میانگین زاویه اداکشن این گروه نیز به ترتیب بزرگ‌تر و کوچک‌تر از گروه زاویه کیو کوچک و زاویه کیو بزرگ‌اند. پیش‌ازاین هیچ پژوهشی اثر زاویه کیو بر کینماتیک و یا بیومکانیک دوچرخه‌سواران را بررسی نکرده بود.

نتایج آزمون‌های درون‌گروهی نشان داد تأثیر تغییر عرض رکاب بر متغیرهای حداکثر اداکشن، حداکثر اداکشن و میانگین زاویه اداکشن زانو در هر سه گروه معنادار و بر متغیر دامنه حرکتی غیرمعنادار بود. افزایش عرض رکاب با کاهش متغیرهای حداکثر و میانگین زاویه اداکشن مفصل زانو و افزایش حداکثر زاویه اداکشن مفصل زانو همراه بود. در واقع، شاهدیم که با افزایش عرض رکاب، اداکشن مفصل زانو افزایش و اداکشن آن کاهش یافته است. عباسی و همکاران نیز در پژوهش خود افزایش اداکشن ساق را در اثر افزایش عرض رکاب گزارش کردند (۲۲). از آنجاکه افزایش اداکشن ساق موجب افزایش اداکشن مفصل زانو می‌شود، نتایج پژوهش عباسی و همکاران به نحوی با نتایج پژوهش حاضر هم‌خوانی دارد. در پژوهش دیگری ترسن و همکاران افزایش گشتاور اداکشن مفصل زانو را در اثر افزایش عرض رکاب گزارش کردند (۳۰). یکی از عوامل مهم در ایجاد گشتاور اداکشن یا گشتاور اداکشن مفصل زانو راستای نیروی عکس‌العمل پدال نسبت به مفصل زانو در صفحه فرونتال است (۲۰)؛ بنابراین زاویه مفصل زانو در صفحه فرونتال نقشی مهم در ایجاد گشتاور اداکشن یا گشتاور اداکشن دارد. گشتاور اداکشن زانو زمانی مشاهده می‌شود که زانو در اداکشن باشد (۳۱)؛ بنابراین افزایش گشتاور اداکشن مفصل زانو در اثر افزایش عرض رکاب، که در پژوهش ترسن و همکاران مشاهده شده، مؤید افزایش اداکشن مفصل زانو در نتیجه افزایش عرض رکاب است و با نتایج پژوهش حاضر هم‌خوانی دارد. در مورد دامنه حرکتی، برخلاف سه متغیر دیگر، اگرچه نتایج تغییراتی را در میانگین این متغیر در عرض رکاب‌های مختلف نشان داد، این تغییرات معنادار نبودند. در مواردی



که با افزایش عرض رکاب اداکشن مفصل زانو افزایش یافته است، اداکشن مفصل زانو نیز به طور معناداری کاهش یافته و به همین دلیل دامنه حرکتی ثابت مانده است. با در نظر گرفتن حرکتی پیستون مانند برای سگمنت های ران و ساق حین رکاب زدن، این دو سگمنت نباید حرکت داخلی-خارجی زیادی داشته باشند؛ بنابراین می توان گفت دامنه حرکتی مفصل زانو در صفحه فرونتال نباید زیاد باشد؛ زیرا از طرفی می تواند موجب افزایش بیش از حد بارهای ولگوسی یا وروسی وارد بر مفصل زانو شود و آسیب های پرکاری متناسب با آن ها را در رکاب زدن های طولانی مدت در پی داشته باشد. از طرف دیگر، ممکن است باعث کاهش نیروی مؤثر وارد بر پدال و تحت تأثیر قرار دادن عملکرد ورزشکار از این طریق شود. بنا بر اطلاع نویسندگان، پژوهش حاضر نخستین پژوهشی است که اثر تغییر عرض رکاب را بر متغیر دامنه حرکتی مفصل زانو در صفحه فرونتال بررسی کرده است.

برای گروه زاویه کیو بزرگ، از بین چهار عرض رکاب، در عرض رکاب ۱۹، میانگین زاویه اداکشن مفصل زانو نزدیک ترین مقدار به صفر را دارد. همچنین در این عرض رکاب شاهدیم که مقادیر میانگین متغیرهای ماکزیمم اداکشن (۴/۶ درجه) و ماکزیمم اداکشن (۴/۲ درجه) مفصل زانو نزدیک ترین مقادیر را به یکدیگر دارند؛ بنابراین به نظر می رسد برای گروه زاویه کیو بزرگ در عرض رکاب ۱۹ سانتی متر راستای مفصل زانو در صفحه فرونتال وضعیت بهینه تری دارد و بارهای واروسی و الگوسی وارد بر مفصل زانو به طور متعادل تری توزیع شده اند. ضمن اینکه در مورد متغیر دامنه حرکتی نیز اگرچه اثر تغییر عرض رکاب بر این متغیر معنادار نبوده است، میانگین دامنه حرکتی مفصل زانو در عرض رکاب ۱۹ از سایر عرض رکاب ها کمتر است. برای گروه زاویه کیو بزرگ در عرض رکاب ۱۶، متغیر میانگین زاویه اداکشن مفصل زانو ۲/۱ درجه و متغیر ماکزیمم اداکشن مفصل زانو ۶/۸ درجه است که اداکشن بیشتر مفصل زانو نسبت به اداکشن را در حین رکاب زدن نشان می دهد. از طرفی در عرض رکاب ۲۲ و ۲۵ متغیر میانگین زاویه اداکشن مفصل زانو به ترتیب برابر با ۴/۳- و ۵/۹- درجه و میانگین ماکزیمم زاویه اداکشن مفصل زانو به ترتیب برابر با ۷/۷- و ۱۱- است که اداکشن بیشتر مفصل زانو را نسبت به اداکشن در حین رکاب زدن نشان می دهد. بنابراین با کاهش عرض رکاب از ۱۹ به ۱۶ سانتی متر شاهد افزایش اداکشن مفصل زانو هستیم که می تواند موجب افزایش بارهای واروسی وارد بر مفصل زانو شود. همچنین، با افزایش عرض رکاب از ۱۹ به ۲۲ و ۲۵ سانتی متر، اداکشن مفصل زانو نسبت به اداکشن آن افزایش می یابد که می تواند افزایش بارهای الگوسی وارد بر مفصل زانو را به دنبال داشته باشد. ترسن و همکاران نیز در پژوهش خود احتمال دادند با افزایش



گشتاور ابداکشن مشاهده شده در مفصل زانو در اثر افزایش عرض رکاب، فشار به کمپارتمان داخلی مفصل زانو نیز افزایش پیدا خواهد کرد (۳۰).

در گروه زاویه کیو کوچک متغیر میانگین زاویه ابداکشن مفصل زانو در عرض رکاب ۱۶ (۰/۳-) نزدیکترین مقدار به صفر را دارد. همچنین در این عرض رکاب مقادیر حداکثر ابداکشن و حداکثر اداکشن مفصل زانو نزدیکترین مقادیر را به یکدیگر دارند. مطابق استدلال ذکر شده برای گروه زاویه کیو بزرگ، به نظر می رسد مناسبترین عرض رکاب برای دوچرخه سواران با زاویه کیو کوچک، عرض رکاب نرمال دوچرخه (۱۶ سانتی متر) باشد؛ زیرا در این عرض رکاب مفصل زانو کمترین حرکت داخلی-خارجی را دارد و بارهای واروسی و والگوسی به طور متعادل تری توزیع می شوند که می تواند به کاهش خطر بروز آسیب های پرکاری در اثر اعمال بارهای واروسی و والگوسی بیش از حد به مفصل زانو منجر شود. با افزایش عرض رکاب شاهد افزایش اداکشن مفصل زانو نسبت به ابداکشن آن هستیم که احتمالاً موجب افزایش بیش از حد بارهای والگوسی وارد بر مفصل زانو خواهد شد.

برای گروه زاویه کیو متوسط، مقدار متغیر میانگین زاویه ابداکشن مفصل زانو در عرض رکاب ۱۶ و ۱۹ نزدیکترین مقدار به صفر را دارد. همین طور در این دو عرض رکاب، در مقایسه با عرض رکاب های ۲۲ و ۲۵، مقادیر میانگین متغیرهای حداکثر ابداکشن و حداکثر اداکشن مفصل زانو نزدیکترین مقادیر را به یکدیگر دارند. به نظر می رسد برای گروه زاویه کیو متوسط، در هر دو عرض رکاب ۱۶ و ۱۹، در مقایسه با عرض رکاب های دیگر راستای مفصل زانو در صفحه فرونتال حین رکاب زدن کمترین حرکت داخلی-خارجی را داشته و بارهای واروسی و والگوسی به طور متعادل تری توزیع شده اند. با توجه به نتایج سه گروه و بررسی مقادیر متغیر میانگین زاویه ابداکشن مفصل زانوی آزمودنی های گروه زاویه کیو متوسط می توان پیشنهاد کرد که برای دوچرخه سوارهایی که زاویه کیو کوچک تر از ۱۳/۵ دارند، عرض رکاب استاندارد دوچرخه جاده (۱۶ سانتی متر) و برای دوچرخه سوارانی که زاویه کیو بزرگ تر از ۱۳/۵ سانتی متر دارند، عرض رکاب ۱۹ سانتی متر مناسب تر است.

بر اساس نتایج، دوچرخه سواران دارای زاویه کیو بزرگ، در مقایسه با دوچرخه سواران دارای زاویه کیو کوچک، حین رکاب زدن ابداکشن بیشتری در مفصل زانو دارند. نتایج در مورد اثر تغییر عرض رکاب نیز نشان داد افزایش عرض رکاب با افزایش اداکشن مفصل زانو همراه است. با توجه به نتایج پژوهش حاضر می توان نتیجه گرفت که احتمالاً برای دوچرخه سواران دارای زاویه کیو بزرگ، عرض رکاب ۱۹ سانتی متر و برای دوچرخه سواران دارای زاویه کیو کوچک، عرض رکاب استاندارد دوچرخه جاده (۱۶ سانتی متر) مناسب تر است؛ بدنی ترتیب بارهای واروسی و والگوسی وارد بر مفصل زانو توزیع متعادل تری خواهند داشت و خطر بروز آسیب های پرکاری در اثر بارهای واروسی و والگوسی بیش از حد



به مفصل زانو کاهش خواهد یافت. برای دوچرخه‌سواران دارای زاویه کیو متوسط نیز به نظر می‌رسد هر دو عرض رکاب ۱۶ و ۱۹ مناسب است. با توجه به نتایج سه گروه، و همین‌طور بررسی مقادیر متغیرهای حداکثر اداکشن، حداکثر اداکشن و میانگین زاویه اداکشن زانوی آزمودنی‌های گروه زاویه کیو متوسط، می‌توان توصیه کرد به‌منظور توزیع متعادل تر بارهای واروسی و والگوسی وارد بر مفصل زانو دوچرخه‌سواران دارای زاویه کیو کوچک‌تر از ۱۳/۵ از عرض رکاب نرمال دوچرخه جاده (۱۶ سانتی‌متر) و دوچرخه‌سواران دارای زاویه کیو بزرگ‌تر از ۱۳/۵ از عرض رکاب ۱۹ استفاده کنند. در این پژوهش داده‌های نیروی عکس‌العمل پدال و گشتاور مفاصل اندازه‌گیری نشد که از محدودیت‌های پژوهش است. ثبت داده‌های نیروی پدال و گشتاور نیازمند استفاده از ابزار ثبت نیروی پدال است که در حال حاضر در ایران موجود نیست؛ از این‌رو محاسبات دینامیک معکوس و محاسبه گشتاورها امکان‌پذیر نبود. محاسبه گشتاور اداکشن و اداکشن مفصل زانو می‌تواند اطلاعات دقیق‌تری در مورد میزان بارهای واروسی و والگوسی وارد بر مفصل زانو حین رکاب زدن در اختیار قرار دهد. با داشتن اطلاعات کینماتیکی، گشتاور و اطلاعات کینماتیکی به‌صورت هم‌زمان می‌توان با اطمینان بیشتری در مورد آثار تغییر عرض رکاب و پیشنهاد عرض رکاب مناسب هر فرد صحبت کرد؛ از این‌رو پیشنهاد می‌شود در مطالعات بعدی نیروی عکس‌العمل پدال و گشتاور مفصل زانو در صفحه فرونتال اندازه‌گیری و بررسی شود.

آنچه تا کنون در مورد موضوع پژوهش می‌دانستیم

افزایش عرض رکاب دوچرخه‌های استاندارد کینماتیک و بیومکانیک مفصل زانو را تحت تأثیر قرار می‌دهد و موجب افزایش اداکشن مفصل زانو و نیز افزایش نقطه اوج گشتاور اداکشن مفصل زانو می‌شود.

مقاله حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطة و موضوع این مطالعه اضافه کرده است؟

پژوهش حاضر نشان داد تفاوت در زاویه کیو افراد بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال اثرگذار است و به‌منظور متعادل کردن توزیع بارهای واروسی و والگوسی وارد بر مفصل زانو، عرض رکاب مناسب برای هر فرد باید متناسب با زاویه کیو او انتخاب شود.

پیام مقاله

همه دوچرخه‌سواران نباید از یک عرض رکاب ثابت استفاده کنند؛ زیرا تفاوت در ویژگی‌های آنروپومتریکی از جمله زاویه کیو افراد بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال اثرگذار است و در



رکاب زدن‌های طولانی مدت احتمالاً می‌تواند موجب فشار بیش‌ازحد به کمپارتمان داخلی یا خارجی مفصل زانو شود و آسیب‌های پرکاری مفصل زانو را به دنبال داشته باشد. ورزشکاران و مربیانی که بایک فیتینگ را انجام می‌دهند به منظور تعیین عرض رکاب مناسب برای هر فرد باید تفاوت در زاویهٔ کیو افراد را مد نظر قرار دهند و از نتایج پژوهش حاضر در این زمینه استفاده کنند.

تشکر و قدردانی

از کلیهٔ شرکت‌کنندگان گرامی، مسئولان آزمایشگاه دانشگاه الزهرا و تمامی افرادی که در اجرای این پژوهش همکاری داشته‌اند، تشکر و قدردانی می‌شود.

منابع

1. Oja P, Titze S, Bauman A, De Geus B, Krenn P, Reger Nash B, et al. Health benefits of cycling: a systematic review. *Scand J Med Sci Sports*. Wiley Online Library; 2011;21(4):496–509.
2. Shen G, Zhang S, Bennett HJ, Martin JC, Crouter SE, Fitzhugh EC. Effects of knee alignments and toe clip on frontal plane knee biomechanics in cycling. *J Sports Sci Med*. 2018;17(2):312.
3. Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Rohlmann A, Halder AM, Beier A, et al. Loading of the knee joint during ergometer cycling: telemetric in vivo data. *J Orthop Sport Phys Ther*. 2012;42(12):1032–8.
4. Johnston TE. Biomechanical considerations for cycling interventions in rehabilitation. *Phys Ther*. 2007;87(9):1243–52.
5. Bowersock CD, Willy RW, DeVita P, Willson JD. Independent effects of step length and foot strike pattern on tibiofemoral joint forces during running. *J Sports Sci*. 2017;35(20):2005–13.
6. Saxby DJ, Modenese L, Bryant AL, Gerus P, Killen B, Fortin K, et al. Tibiofemoral contact forces during walking, running and sidestepping. *Gait Posture*. 2016;49:78–85.
7. Dettori NJ, Norvell DC. Non-traumatic bicycle injuries. *Sport Med*. 2006;36(1):7–18.
8. Bini RR, Di Alencar TA. Non-traumatic injuries in cycling. *Biomech of Cycling*. 2014. p. 55–62.
9. Barrios C, Bernardo ND, Vera P, Laíz C, Hadala M. Changes in sports injuries incidence over time in world-class road cyclists. *Int J Sports Med*. 2015;36(3):241–8.



10. Marceau L, Kleinman K, Goldstein I, McKinlay J. Does bicycling contribute to the risk of erectile dysfunction? Results from the Massachusetts Male Aging Study (MMAS). *Int J Impot Res*. 2001;13(5):298–302.
11. Tamborindéguy AC, Bini RR. Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation? *J Bodyw Mov Ther*. 2011;15(2):186–91.
12. Nordeen-Snyder KS. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports*. 1977;9(2):113–7.
13. Ericson MO, Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Phys Ther*. Oxford University Press; 1987;67(9):1365–9.
14. Bini R, Hume PA, Croft JL. Effects of bicycle saddle height on knee injury risk and cycling performance. *Sport Med*. 2011;41(6):463–76.
15. 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.
16. 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.
17. Bini RR, 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.
18. Encarnación-Martínez A, Ferrer-Roca V, García-López J. Influence of sex on current methods of adjusting saddle height in indoor cycling. *J Strength Cond Res*. 2021;35(2):519–26.
19. Bini RR, Hume PA, Kilding AE. Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes. *Eur J Sport Sci*. 2014;14(1):44–52.
20. Fang Y, Fitzhugh EC, Crouter SE, Gardner JK, Zhang S. Effects of workloads and cadences on frontal plane knee biomechanics in cycling. *Med Sci Sport Exerc*. 2016;48(2):260–6.
21. Bini RR, Bini AF. Potential factors associated with knee pain in cyclists: a systematic review. Open access *J Sport Med*. 2018;9:99.
22. 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*. 2020;15(6):354–60. (Persian)
23. Thorsen T, Strohacker K, Weinhandl JT, Zhang S. Increased Q-Factor increases frontal-plane knee joint loading in stationary cycling. *J Sport Heal Sci*. 2020;9(3):258–64.
24. 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.
25. Woodland LH, Francis RS. Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med*. 1992;20(2):208–11.



26. de Vey Mestdagh K. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Appl Ergon.* 1998;29(5):325–34.
27. 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.
28. Gardner JK, Zhang S, Liu H, Klipple G, Stewart C, Milner CE, et al. Effects of toe-in angles on knee biomechanics in cycling of patients with medial knee osteoarthritis. *Clin Biomech.* 2015;30(3):276–82.
29. Gardner JK, Klipple G, Stewart C, Asif I, Zhang S. Acute effects of lateral shoe wedges on joint biomechanics of patients with medial compartment knee osteoarthritis during stationary cycling. *J Biomech.* 2016;49(13):2817–23.
30. Thorsen T, Hummer E, Reinbolt J, Weinhandl JT, Zhang S. Increased Q-factor increases medial compartment knee joint contact force during cycling. *J Biomech.* 2021;118:110271.
31. Paquette MR, Zhang S, Milner CE, Fairbrother JT, Reinbolt JA. Effects of increased step width on frontal plane knee biomechanics in healthy older adults during stair descent. *Knee.* 2014;21(4):821–6.

ارجاع دهی

محمدیان محمدامین، عباسی علی، خالقی تازجی مهدی. ارزیابی نسبت اثر تغییر عرض رکاب بر کینماتیک مفصل زانو در صفحه فرونتال در دوچرخه سواران با زاویه کیوهای متفاوت. *مطالعات طب ورزشی.* بهار ۱۴۰۱؛ ۱۴(۳۱)، ۱۴۶-۱۲۵.

شناسه دیجیتال: 10.22089/SMJ.2022.11788.1548

Mohammadian M. A, Abbasi A, Khaleghi Tazji M. The Effect of Changes in Pedal Width on the Frontal Plane Knee Kinematics in Cyclists with Different Q Angles. *Sport Medicine Studies.* Spring 2022; 14 (31): 125-146. (Persian). Doi: 10.22089/SMJ.2022.11788.1548

