

تعیین موقعیت بهینه زین نسبت به مرکز چرخش رکاب دوچرخه به وسیله مدل سازی پای دوچرخه سوار

چکیده: اندام های تحتانی از مهم ترین و اساسی ترین اندام ها در فرایند رانش دوچرخه توسط ورزشکار می باشد. بنابر این درک بیومکانیکی مکانیزم پدال زنی اهمیت ویژه ای دارد. مهم ترین مفصل درگیر در فرایند رانش دوچرخه، مفصل زانو می باشد. هدف اصلی در این تحقیق ارزیابی بیومکانیکی اندام تحتانی دوچرخه سوار می باشد. در همین راستا به بررسی و تعیین موقعیت بهینه زین دوچرخه نسبت به رکاب آن، به منظور وارد آمدن کم ترین نیرو به زانو، پرداخته شد. پای دوچرخه سوار در هنگام رکاب زدن، به صورت یک مکانیزم چهار لینکی مدل سازی گردید. برای بدست آوردن نیروها و گشتاورهای وارد بر هر عضو و مفصل، از تحلیل سینماتیکی و سینیتیکی استفاده شد. برای حل معادلات نهایی، یک کد عددی مورد استفاده قرار گرفت که توسط نویسندگان مقاله و به کمک نرم افزار مطلب نوشته شده است. نتایج نشان می دهد که بیشترین مقدار نیرو در زاویه ۴۵ درجه و کمترین مقدار نیرو در زاویه ۸۱ درجه رکاب دوچرخه بر زانوی ورزشکار وارد می شود. به کمک کد عددی تحقیق حاضر فاصله افقی و عمودی زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب دوچرخه برای هر ورزشکار قابل محاسبه و تنظیم است.

واژه های راهنما: دوچرخه سواری، مکانیزم چهار لینکی، مدل سازی، تعیین موقعیت بهینه، بیومکانیک

علی اسدی*

استادیار،
گروه مهندسی مکانیک،
دانشکده مهندسی،
دانشگاه بزرگمهر قائنات، قائن

مقاله علمی پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۲/۱۲/۲۱

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۲/۰۶

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۳/۰۱

Ali Asadi*
Assistant Professor,
Department of Mechanical
Engineering, Faculty of
Engineering,
Bozorgmehr University of
Qaenat, Qaen

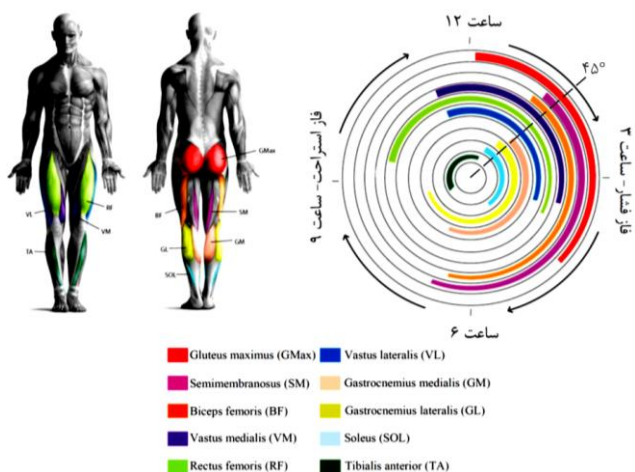
Determine the optimal position of the saddle relative to center of the rotation of bicycle pedal by modeling the cyclist's foot

Abstract: The lower limbs are one of the most important and essential organs in the process of pushing a bicycle by an athlete. Therefore, understanding the biomechanical mechanism of pedaling is particularly important. The most important joint involved in the process of pushing a bicycle is the knee joint. The main goal of this research is to evaluate the biomechanical lower limb of a cyclist. In this regard, the optimum position of the bicycle saddle in relation to its stirrup was examined and determined in order to exert the least amount of force on the knee. The cyclist's leg while pedaling was modeled as a four-link mechanism. Kinematic and kinetic analysis was used to obtain forces and torques on each member and joint. To solve the final equations, a numerical code was used that was written by the authors of the article with the help of the MATLAB software. The results show that the highest amount of force is applied to the athlete's knee at an angle of 45 degrees and the lowest amount of force is at an angle of 81 degrees. With the help of the numerical code of the present work, the horizontal and vertical distance of the bicycle saddle can be calculated and adjusted for each athlete.

Keywords: Cycling, Four-link mechanism, Modeling, Optimal positioning, Biomechanics

۱- مقدمه

در ورزش دوچرخه سواری درد زانو می‌باشد. درد زانو در یک دوچرخه‌سوار می‌تواند در جلو یا پشت و یا در طرف داخل یا خارج آن احساس شود. این درد به علت التهاب تاندون در مفصل استخوان ران و استخوان کشکک است. درد زانو در دوچرخه سواری ممکن است ناشی از پایین بودن یا جلو بودن بیش از حد زین دوچرخه و یا با شدت و بیش از حد رکاب زدن در یک دنده معین دوچرخه باشد؛ که باعث می‌شود هنگام رکاب زدن روی زانو فشار بیاید.



شکل ۱ شماتیک عضلات درگیر پای ورزشکار در یک سیکل رکاب‌زنی در دوچرخه سواری [۲]

مهم‌ترین عامل درد در سمت خارج زانو و مفصل ران دوچرخه‌سوار، سندروم ایلئوتیبیال باند^۴ است. ایلئوتیبیال باند یک نوار بافتی پهن در سمت خارجی ران و زانو است. وقتی این نوار بافتی دارای انعطاف‌پذیری کم باشد، در حین رکاب زدن و با خم و راست شدن مکرر مفصل زانو، به کندیل خارجی استخوان ران سایش پیدا کرده و موجب درد زانو می‌شود. مهم‌ترین عوامل فشار بیش از حد به ایلئوتیبیال باند عبارت‌اند از: ارتفاع نامناسب زین، دسته پدال بلند، استفاده از دنده‌های سنگین، فاصله کم پدال‌ها، چرخش پدال‌ها به داخل وقتی روی پدال قرار گرفته‌اند و کم بودن آزادی چرخش پدال.

مهم‌ترین علل درد داخل زانو کشیده شدن رباط جانبی داخلی^۵ و تاندنیت و بورسیت پس آنسرین^۶ است. عوامل ایجاد این آسیب‌ها عبارتند از: زیاد بودن فاصله پدال‌ها از هم، چرخیده بوده پدال‌ها به خارج روی پدال و محدود بودن آزادی چرخش پدال. مهم‌ترین علل درد جلوی زانو در دوچرخه‌سواران کندرومالاسی

دوچرخه سواری یکی از مهم‌ترین ورزش‌ها می‌باشد که متأسفانه این روزها در کشور ما کمتر مورد توجه قرار می‌گیرد. این ورزش به غیر از تأثیرات مستقیم بر روی سلامتی انسان، فواید زیست محیطی زیادی به همراه دارد که باعث سلامتی بیشتر جامعه طی دراز مدت می‌شود. به نظر می‌رسد که دوچرخه، این وسیله‌ی نقلیه‌ی کلاسیک، در کشورهای پیشرفته و مدرن کاربرد بیشتری دارد. برای مثال در اکثر کشورهای اروپایی دوچرخه دارای ارزشی مثل یک ماشین سواری است. در این کشورها برخی از دوچرخه‌ها، نسبت به مدل و کارایی‌شان، گاهی از خودروهای مدل بالا نیز گران‌تر هستند. این ارزش به دلیل قابلیت‌هایی نظیر حمل و نقل آسان، ورزش آسان و بی‌ضرر بودن برای محیط زیست است.

دوچرخه سواری همیشه به عنوان ورزشی ساده برای تمام سنین پیشنهاد می‌شود. این ورزش می‌تواند به صورت سبک و سنگین انجام شود. ترویج دوچرخه سواری به عنوان پاک‌ترین وسیله‌ی نقلیه می‌تواند در کاهش آلودگی هوا نقش مهمی داشته باشد. از این رو طراحی، ایجاد و احداث مسیرهای ویژه دوچرخه سواری در شهری مثل تهران که با آلودگی شدید هوا روبرو است به شدت مورد توجه قرار گرفته است. برای انجام ورزش دوچرخه سواری لازم نیست که شخص تمریناتی خاص را انجام دهد و یا موقعیت فیزیکی آن از شرایطی خاص برخوردار باشد. در این ورزش بیشتر عضلات پاها در حرکت خواهند بود، که این عمل باعث بالا بردن استقامت بدن می‌شود. البته کمر و سیستم تنفسی انسان نیز تحت تأثیر قرار می‌گیرند [۱].

عضلات و مفاصل زیادی در فرایند رانش دوچرخه توسط دوچرخه سوار درگیر هستند [۲]. شکل (۱) به صورت شماتیک این عضلات را در یک سیکل رکاب‌زنی نشان می‌دهد. این عضلات عبارتند از: عضله‌ی سرنی بزرگ (GMax)، عضله‌ی نیم‌غشایی (SM)، عضله‌ی دوسر رانی (BF)، عضله‌ی پهن میانی (VM)، عضله‌ی راست رانی (RF) و عضله‌ی پهن خارجی (VL)، عضله‌ی دوقلو (GL و GM)، نعلی (SOL) و ساقی قدامی (TA) و مفاصل درگیر شامل مفصل ران^۱، مفصل زانو^۲ و مفصل مچ^۳ می‌شود.

با توجه به اینکه بیشترین درگیری در فرایند رانش دوچرخه مربوط به مفصل زانو است، به تبع آن یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها

4 Iliotibial band

5 Medial collateral ligament

6 Pesanserine bursitis

1 Hip joint

2 Knee joint

3 Ankle joint

حرکتی است. دامنه‌ی حرکتی میچ پا در یک سیکل، کامل است، در حالی که حرکت کمتری در زانو رخ می‌دهد و در ران از آن هم کمتر است.

دسپیرس [۴] از دوچرخه‌ای که بر روی یک تردمیل رانده می‌شد، استفاده کرد تا تاثیرات موقعیت نشست و وزن را بر فعالیت ماهیچه‌های سطحی ساق پا مطالعه کند. ریان و گریگور [۵] ارتباط بین کار انجام شده، فرکانس و EMG تجمعی ماهیچه‌های ساق پای شرکت کننده در پدال‌زنی را مطالعه کردند. در حالی که نتایج مطالعات EMG برخی اختلافات در نواحی فعالیت عضلانی را نشان می‌داد، اما به طور کلی فعالیت همزمان گروه‌های عضلانی آگونیس/آنتاگونیست حداقل می‌باشد.

فاریا و کواناگ [۶] ماهیچه‌ها و مفاصل دخیل در دوچرخه سواری را مورد بحث قرار دادند. هال و جرج [۷] EMG مربوط به هشت ماهیچه‌ی ساق پا در حالت دوچرخه سواری بر روی غلتک را مطالعه کردند. تاریخچه‌های لحظه‌ای جداگانه، همراه با نیروهای پدال و نتایج EMG، امکان تجزیه و تحلیل دقیق مکانیکی رکاب زدن دوچرخه را فراهم می‌کند. از آنجا که نتایج برای هر سه موضوع مشابه است، تجزیه و تحلیل برای یک موضوع به طور کامل بحث شده است. یک بینش منحصر به فرد که از طریق این روش جدید به دست می‌آید، نقش عملکردی است که عضلات پا در روند رکاب زدن بازی می‌کنند.

فوردهام و همکاران [۸] زانو و میچ پا را مستعدترین نواحی آسیب در دوچرخه سواران معرفی کردند. صدمات حاد عمدتاً به دلیل طبیعت زمینی است که ورزشکاران در آن تمرین می‌کنند و مسابقه می‌دهند. یک عامل مهم در صدمات بیش از حد ورزشکار، کمبود روزهای استراحت کافی است. عامل دیگر آن است که فقط بخش کمی از زمان آموزش برای افزایش انعطاف‌پذیری صرف می‌شود.

دیویدسون [۹] آسیب‌های جانی و نتایج بیمارانی که پس از یک حادثه دوچرخه سواری در کمبریج انگلیس به بخش اورژانس مراجعه کردند را مورد مطالعه قرار داد. وی اظهار داشت که اگرچه استفاده از کلاه ایمنی دوچرخه به کاهش مرگ و میر ناشی از صدمات سر کمک می‌کند، اما این نباید تنها راه برای کاهش عوارض ناشی از حوادث دوچرخه سواری در نظر گرفته شود. انجام اقداماتی برای ایمن‌سازی دوچرخه‌سواری، اختصاص دادن مسیرهای مخصوص دوچرخه سواری و... برای کاهش تعداد این آسیب‌ها ضروری است.

کشکک، تاندنیت کشکک، تاندنیت چهار سر و آسیب پلیکای داخلی است. عوامل موثر در ایجاد این آسیب‌ها عبارتند از: استفاده زیاد از دنده‌های سنگین، ارتفاع پایین زین یا خیلی جلو بودن آن، گذاشتن پا در جلوی پدال و بلند بودن دسته پدال. مهم‌ترین علل درد پشت زانو کشش عضلات و تاندون همسترینگ است. زیاد بالا بودن یا زیاد به پشت بودن زین دوچرخه و آزاد بودن زیاد در چرخش پدال از عوامل ایجاد این آسیب می‌باشد.

بنابراین تعیین بهینه‌ی موقعیت زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب تاثیر فراوانی در کاهش آسیب‌های زانوی دوچرخه سوار دارد. اگر زین خیلی پایین باشد فشار زیادی به عناصر جلوی زانو مانند تاندون عضله چهار سر ران و غضروف کشکک و تاندون کشکک وارد می‌شود و در صورتی که زین بیش از حد بالا قرار گیرد همسترینگ‌ها در پشت زانو تحت کشش قرار گرفته و ممکن است درد پشت زانو ایجاد شود. یک روش ساده برای تنظیم ارتفاع زین این است که وقتی روی زین نشسته و کف پای خود را بر روی پدال قرار می‌دهیم و آن را در پایین‌ترین وضعیت خود یعنی ساعت شش قرار می‌دهیم، زانو باید زاویه‌ای حدود ۳۰-۲۵ درجه داشته باشد.

علاوه بر این، جلو و عقب بودن زین هم تاثیر زیادی در نیروهای وارده به زانو دارد. وقتی که زین بیش از حد به عقب رفته باشد موجب کشیده شدن ایلوتیبیال باند می‌شود. یک روش ساده برای تنظیم جلو و عقب بودن زین این است که روی زین نشسته، پای خود را بر روی پدال گذاشته و آن را در وضعیت ساعت سه قرار دهیم. در این وضعیت ساق باید کاملاً عمودی قرار گیرد، یا به عبارت دیگر شاقولی که از جلوی کشکک به پایین آویزان می‌شود، باید از وسط پدال عبور کند.

اما با توجه به اهمیت ویژه‌ی تعیین موقعیت بهینه‌ی زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب در پیشگیری از ایجاد آسیب‌های مختلف، مخصوصاً در مفصل زانو، بایستی تحقیقی دقیق‌تر برای درک بیومکانیک مکانیزم رکاب‌زنی در دوچرخه سواری انجام شود. به همین منظور در ادامه به بررسی تحقیقات پیشین در این زمینه پرداخته می‌شود.

هوتز و فیچر [۳] تمرینات ایستگاهی دوچرخه‌سواری را برای مطالعه EMG^۱های چهارده ماهیچه‌ی سطحی استفاده کردند. آن‌ها اظهار داشتند که دوچرخه یک وسیله‌ی درمانی مفید برای افزایش دامنه حرکات ران، زانو و میچ پا در یک محدوده‌ی خاص

در آن از دستگاهی به نام ماهیچه‌نگار برقی استفاده می‌شود و به نتایج آن ماهیچه‌نگاشت (Electromyogram) گفته می‌شود.

^۱ الکترومیوگرافی یا ماهیچه‌نگاری برقی (Electromyography) تکنیکی است برای محاسبه و ضبط حالات عضلات بدن در مواقع انقباض و انبساط که

دوچرخه سوار به کمک یک مکانیزم چهار لینکی مدل سازی و تحلیل می شود. برای حل معادلات از یک کد عددی که توسط نویسندگان مقاله نوشته شده است، استفاده می شود.

۲- مدل سازی و معادلات حاکم

۲-۱- مدل سازی

برای مدل سازی مسئله، هر یک از عضوهای ران (خط قرمز رنگ در شکل ۲)، ساق پا (خط زرد رنگ در شکل ۲) و رکاب (خط آبی رنگ در شکل ۲) به عنوان یک لینک در نظر گرفته می شود. حداقل فاصل زین تا مرکز دوران رکاب (خط سبز رنگ در شکل ۲) نیز به عنوان یک لینک در نظر گرفته می شود. بنابراین چهار لینک وجود خواهد داشت که هر یک از این لینکها، در محدوده و زاویه خاصی حرکت می کند. به این مکانیزم، چهار لینکی گفته می شود.



شکل ۲ مدل سازی عضوهای پا و رکاب در مکانیزم رکاب زنی

همانطور که در شکل (۳) مشاهده می شود، مکانیزم چهار لینکی از یک قسمت ثابت به نام قاب (لینک ۱)، دو عضو متحرک (که لنگ نامیده می شوند) با حرکت دورانی حول یک نقطه (لینک ۲ و ۴) و عضو رابط بین لنگها که میله رابط نامیده می شود (لینک ۳)، تشکیل شده است.

همانطور که در شکل (۴) مشاهده می شود، هر یک از قسمت های درگیر در فرایند رکاب زنی به وسیله یک لینک مدل شده است. لینک ۱ (حد فاصل نقاط A تا B) ران دوچرخه سوار و لینک ۲ (حد فاصل نقاط B تا C) از زانو تا کف پای دوچرخه سوار می باشد. لینک ۳ (حد فاصل بین نقاط C تا D) رکاب دوچرخه است که حول یک دایره به مرکزیت نقطه D دوران می کند. فاصله زین (که دوچرخه سوار بر آن نشسته است) تا مرکز دوران رکاب (حد فاصل D تا A) به عنوان لینک ۴ در نظر گرفته می شود.

کلارسن و همکاران [۱۰] مطالعه ای برای ثبت آسیب های بیش از حد در بین دوچرخه سواران جاده ای حرفه ای با تمرکز ویژه بر روی درد قدامی زانو و کمر انجام دادند. این مطالعه ای اپیدمیولوژی توصیفی در اردوهای تمرینی ۷ تیم حرفه ای و با ۱۰۹ نفر از ۱۱۶ دوچرخه سوار (۹۴٪) و در مورد آسیب های بیش از حد آن ها در ۱۲ ماه گذشته انجام شد. نتایج آن ها نشان داد که درد قدامی زانو و کمر درد از شایع ترین آسیب های دوچرخه سواران است.

منارد و همکاران [۱۱] اشاره کردند که اختلالات عملکردی زانو یکی از شایع ترین آسیب های غیر ضربه ای اندام تحتانی است که توسط دوچرخه سواران گزارش شده است. پیکربندی نادرست دوچرخه ممکن است دوچرخه سوار را مستعد آسیب کند. مطالعه ای آن ها برای تعیین تأثیر عقب نشینی زین بر روی نیروهای مفصل زانو در هنگام رکاب زدن با استفاده از روش مدل سازی اسکلتی عضلانی بود.

تورپین و واتیر [۱۲] تکنیک های مختلفی برای ارزیابی یک دوچرخه سوار در یک سطح بیومکانیکی ارائه کردند و نشان دادند که تعیین این که یک تکنیک خاص، بهینه است یا نه، آسان نیست. آن ها تحقیق خود را در یک آزمایشگاه بیومکانیک پیشرفته با طیف وسیعی از ابزارها که امکان اندازه گیری دقیق ویژگی های حرکتی و فیزیولوژیکی را فراهم می کند، انجام دادند. هالیدی و همکاران [۱۳] به ارزیابی تغییرات در اندازه های EMG اندام تحتانی و سینماتیک سه بعدی تمام بدن ۱۷ دوچرخه سوار که به خوبی آموزش دیده بودند، پرداختند. آن ها ارزیابی خود را در سه شدت تمرین مختلف یعنی ۶۰، ۸۰ و ۹۰ درصد حداکثر ضربان قلب ورزشکار انجام دادند. افزایش معناداری در دامنه سیگنال EMG در شدت های بالاتر برای همه گروه های عضلانی اندازه گیری شده وجود داشت. این نتایج پزشکان را در تقویت عضلات خاص در محدوده های خاصی از چرخش پدال دوچرخه سواری راهنمایی می کند. دستورالعمل ها برای پیکربندی بهینه ای دوچرخه باید وضعیت کامل بدن دوچرخه سوار و همچنین شدت تمرین و مسابقه را هنگام ارزیابی سینماتیک در نظر بگیرد. در حالی که تحقیقات پیشین، بینشی در مورد فرایند پدال زنی به وجود آورده است و همچنین زانو را از جمله مستعدترین نواحی آسیب در دوچرخه سواران معرفی کرده است، تلاشی برای تعیین موقعیت بهینه ای زین دوچرخه نسبت به رکاب آن، برای آن که کمترین فشار به زانو وارد شود، صورت نگرفته است. بنابراین هدف اصلی در این تحقیق تعیین موقعیت بهینه ای زین دوچرخه نسبت به رکاب است، تا کمترین فشار به زانو و عضلات وارد شود. به این منظور مکانیزم رکاب زنی

$$\begin{cases} \vec{R}_{AB} = L_1 e^{j\theta_1} \\ \vec{R}_{AD} = L_4 \\ \vec{R}_{DC} = L_3 e^{j\theta_3} \\ \vec{R}_{CB} = L_2 e^{j\theta_2} \end{cases}, \quad L_4 = \sqrt{x^2 + y^2} \quad (2)$$

که در آن L_1, L_2, L_3 و L_4 به ترتیب طول لینک‌های ۱، ۲، ۳ و ۴ است. θ_1, θ_2 و θ_3 به ترتیب زاویه‌ی لینک‌های ۱، ۲ و ۳ با محور افقی در دستگاه $x'-y'$ است. پس از تجزیه در راستای افقی و عمودی معادلات به شکل زیر در می‌آید:

$$\begin{cases} L_3 \cos\theta_3 + L_2 \cos\theta_2 + L_4 = L_1 \cos\theta_1 \\ L_3 \sin\theta_3 + L_2 \sin\theta_2 = L_1 \sin\theta_1 \end{cases} \quad (3)$$

با توجه به اینکه θ_3 ورودی مکانیزم است، با حل دستگاه دو معادله دو مجهول فوق، θ_1 و θ_2 بدست می‌آیند.

معادله سرعت:

برای نوشتن سرعت‌ها از رابطه‌ی مربوط به مکان مشتق گرفته می‌شود:

$$\begin{cases} -L_3 \dot{\theta}_3 \sin\theta_3 - L_2 \dot{\theta}_2 \sin\theta_2 = -L_1 \dot{\theta}_1 \sin\theta_1 \\ L_3 \dot{\theta}_3 \cos\theta_3 + L_2 \dot{\theta}_2 \cos\theta_2 = L_1 \dot{\theta}_1 \cos\theta_1 \end{cases} \quad (4)$$

که در آن $\dot{\theta}_1, \dot{\theta}_2$ و $\dot{\theta}_3$ به ترتیب سرعت زاویه‌ای لینک‌های ۱، ۲ و ۳ است. با توجه به ورودی بودن لینک ۳ و همچنین به کمک θ_1 و θ_2 بدست آمده در بخش قبل سرعت‌ها از طریق دستگاه زیر بدست می‌آیند.

$$\begin{bmatrix} L_1 \sin\theta_1 & -L_2 \sin\theta_2 \\ L_1 \cos\theta_1 & -L_2 \cos\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} V \sin\theta_3 \\ V \cos\theta_3 \end{bmatrix} \quad (5)$$

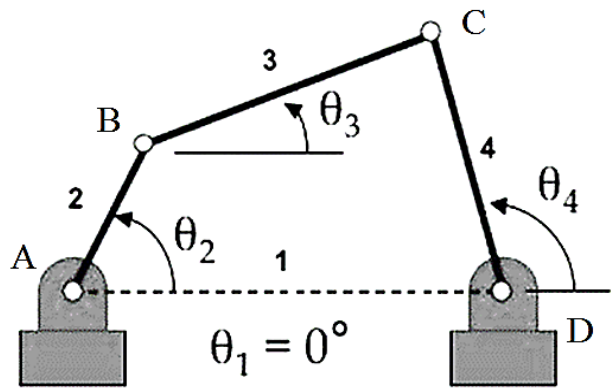
که در آن $V = L_3 \dot{\theta}_3$ است.

معادله شتاب:

برای بدست آوردن شتاب‌ها یک بار دیگر از معادلات سرعت مشتق گرفته می‌شود:

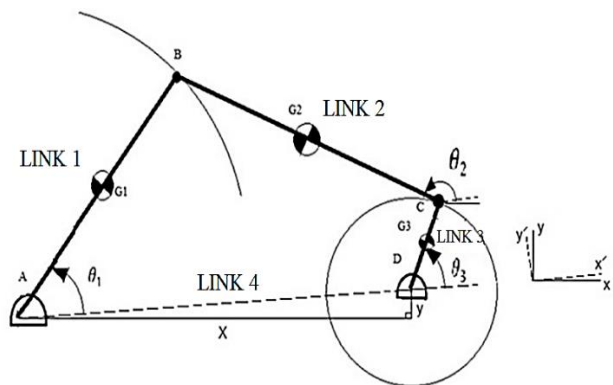
$$\begin{cases} -L_3 \ddot{\theta}_3 \cos\theta_3 - L_3 \dot{\theta}_3 \sin\theta_3 - L_2 \ddot{\theta}_2 \cos\theta_2 \\ -L_2 \dot{\theta}_2 \sin\theta_2 = -L_1 \ddot{\theta}_1 \cos\theta_1 - L_1 \dot{\theta}_1 \sin\theta_1 \\ -L_3 \ddot{\theta}_3 \sin\theta_3 + L_3 \dot{\theta}_3 \cos\theta_3 - L_2 \ddot{\theta}_2 \sin\theta_2 \\ + L_2 \dot{\theta}_2 \cos\theta_2 = -L_1 \ddot{\theta}_1 \sin\theta_1 + L_1 \dot{\theta}_1 \cos\theta_1 \end{cases} \quad (6)$$

که در آن $\ddot{\theta}_1, \ddot{\theta}_2$ و $\ddot{\theta}_3$ به ترتیب شتاب زاویه‌ای لینک‌های ۱، ۲ و ۳ است. سپس همانند حالت قبل معادلات به فرم ماتریسی مرتب می‌شود:



شکل ۳ مکانیزم چهار میله‌ای

این چهار لینک (که در اصطلاح چهار لینکی نامیده می‌شود) مکانیزم رکاب زدن دوچرخه سوار در هنگام دوچرخه سواری را مدل می‌کنند. طول همه‌ی لینک‌ها مقداری ثابت است. لینک‌های ۱، ۲ و ۳ متحرک و لینک ۴ ثابت است. لینک ۳ فقط حرکت دورانی داشته و حول نقطه‌ی D دوران می‌کند. لینک ۱ نیز تنها حرکت دورانی داشته و در بازه‌ی زاویه‌ای خاصی حول نقطه‌ی A دوران می‌کند. لینک ۲ هم حرکت دورانی داشته و هم حرکت انتقالی دارد. با فرض ورودی بودن طول لینک‌ها و زاویه، سرعت و شتاب زاویه‌ای در لینک ۳ می‌توان مسئله را تحلیل کرد.



شکل ۴ مدل سازی فرایند رکاب زنی با مکانیزم ۴ لینکی

۲-۲- تحلیل سینماتیکی مکانیزم چهار لینکی

معادله مکان:

معادله مکان مکانیزم با توجه به شکل (۴) به صورت زیر است:

$$\vec{R}_{AB} = \vec{R}_{AD} + \vec{R}_{DC} + \vec{R}_{CB} \quad (1)$$

که در آن \vec{R} معرف بردار هر لینک است. با استفاده از مختصات قطبی بردار لینک‌ها بصورت زیر است:

$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow B_x + C_x = \quad (11)$$

$$-m_2 L_{G2} \ddot{\theta}_2 \sin\theta_2 - m_2 L_{G2} \dot{\theta}_2^2 \cos\theta_2 - m_2 L_1 \ddot{\theta}_1 \sin\theta_1 - m_2 L_1 \dot{\theta}_1^2 \cos\theta_1$$

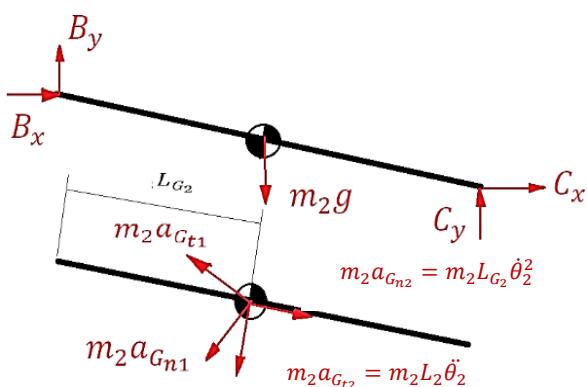
$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow B_y + C_y - m_2 g = \quad (12)$$

$$m_2 L_{G2} \ddot{\theta}_2 \cos\theta_2 - m_2 L_{G2} \dot{\theta}_2^2 \sin\theta_2 + m_2 L_1 \ddot{\theta}_1 \cos\theta_1 - m_2 L_1 \dot{\theta}_1^2 \sin\theta_1$$

$$\sum M_{G2} = I_{G2} \ddot{\theta}_2 \Rightarrow \quad (13)$$

$$-B_x L_{G2} \sin\theta_2 - B_y L_{G2} \cos\theta_2 - C_y (L_2 - L_{G2}) \cos\theta_2 + C_x (L_2 - L_{G2}) \sin\theta_2 = I_{G2} \ddot{\theta}_2$$

که در آن C_x و C_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل C، m_2 جرم لینک ۲، I_{G2} ممان اینرسی لینک ۲ و L_{G2} فاصله مرکز جرم لینک ۲ تا نقطه‌ی B یا C است. برآیند نیروی وارد بر مفصل C برابر $F_C = \sqrt{C_x^2 + C_y^2}$ است.



شکل ۶ تحلیل سینتیکی لینک ۲

تحلیل سینتیکی لینک سوم:

معادلات لینک سوم با توجه به شکل (۷) نوشته می‌شود:

$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow D_x - C_x = \quad (14)$$

$$-m_3 L_{G3} \ddot{\theta}_3 \sin\theta_3 - m_3 L_{G3} \dot{\theta}_3^2 \cos\theta_3$$

$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow D_y - C_y - m_3 g = \quad (15)$$

$$m_3 L_{G3} \ddot{\theta}_3 \cos\theta_3 - m_3 L_{G3} \dot{\theta}_3^2 \sin\theta_3$$

$$\sum M_D = I_D \ddot{\theta}_3 \Rightarrow T_3 + \quad (16)$$

$$m_3 g L_{G3} \cos\theta_3 + C_x L_3 \sin\theta_3 - C_y L_3 \cos\theta_3 = (I_{G3} + m_3 L_{G3}^2) \ddot{\theta}_3$$

که در آن D_x و D_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل D، m_3 جرم لینک ۳، I_{G3} ممان اینرسی لینک ۳، L_{G3} فاصله مرکز جرم لینک ۳ تا نقطه‌ی D و T_3 گشتاور وارد بر لینک ۳

$$\begin{bmatrix} L_1 \sin\theta_1 & -L_2 \sin\theta_2 \\ -L_1 \cos\theta_1 & L_2 \cos\theta_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \quad (7)$$

$$\begin{bmatrix} L_3 \dot{\theta}_3^2 \cos\theta_3 + L_3 \ddot{\theta}_3 \sin\theta_3 + L_2 \dot{\theta}_2^2 \cos\theta_2 - L_1 \dot{\theta}_1^2 \cos\theta_1 \\ L_3 \dot{\theta}_3^2 \sin\theta_3 - L_3 \ddot{\theta}_3 \cos\theta_3 + L_2 \dot{\theta}_2^2 \sin\theta_2 - L_1 \dot{\theta}_1^2 \sin\theta_1 \end{bmatrix}$$

با توجه به مشخص بودن سرعت و موقعیت لینک‌ها از بخش قبل $\ddot{\theta}_1$ و $\ddot{\theta}_2$ بدست می‌آید.

۳-۲- تحلیل سینتیکی مکانیزم چهار لینکی

تحلیل سینتیکی لینک اول:

معادلات لینک ۱ با توجه به شکل (۵) نوشته می‌شود:

$$\sum F_x = ma_x \Rightarrow A_x - B_x = \quad (8)$$

$$-m_1 L_{G1} \ddot{\theta}_1 \sin\theta_1 - m_1 L_{G1} \dot{\theta}_1^2 \cos\theta_1$$

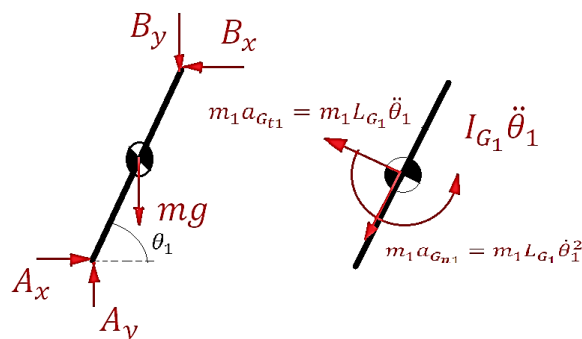
$$\sum F_y = ma_y \Rightarrow A_y - B_y - m_1 g = \quad (9)$$

$$m_1 L_{G1} \ddot{\theta}_1 \cos\theta_1 - m_1 L_{G1} \dot{\theta}_1^2 \sin\theta_1$$

$$\sum M_A = I_A \ddot{\theta}_1 \Rightarrow m_1 g L_{G1} \cos\theta_1 + \quad (10)$$

$$B_x L_1 \sin\theta_1 - B_y L_1 \cos\theta_1 = (I_{G1} + m_1 L_{G1}) \ddot{\theta}_1$$

که در آن A_x و A_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل A، B_x و B_y نیروهای افقی و عمودی وارد بر مفصل زانو یعنی B، m_1 جرم لینک ۱، I_{G1} ممان اینرسی لینک ۱ و L_{G1} فاصله مرکز جرم لینک ۱ تا نقطه‌ی A است. برآیند نیروی وارد بر مفصل A برابر $F_A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2}$ و برآیند نیروی وارد بر مفصل B برابر $F_B = \sqrt{B_x^2 + B_y^2}$ است.



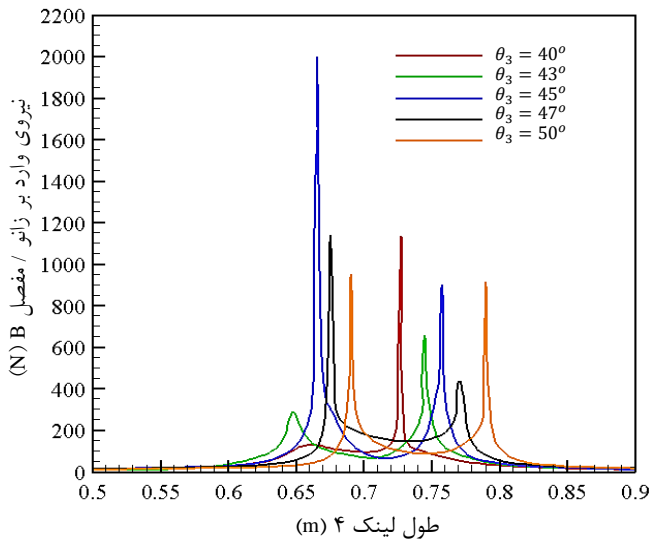
شکل ۵ تحلیل سینتیکی لینک ۱

تحلیل سینتیکی لینک دوم:

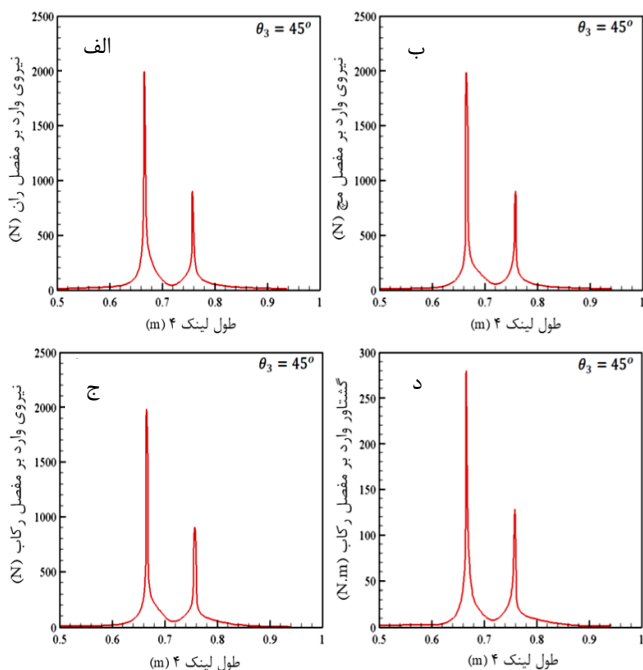
در نهایت معادلات لینک دوم با توجه به شکل (۶) نوشته می‌شود:

۴- نتایج

پس از اجرای کد عددی و بررسی نتایج، مشخص شد که بیشترین نیروی وارد بر زانو در زاویه‌ی ۴۰ تا ۵۰ درجه‌ی لینک ۳ (رکاب) و کمترین نیروی وارد بر زانو در زاویه‌ی ۷۷ تا ۸۵ درجه‌ی لینک ۳ وارد می‌شود. بنابراین به بررسی دقیق‌تر نتایج در این زوایا پرداخته می‌شود.

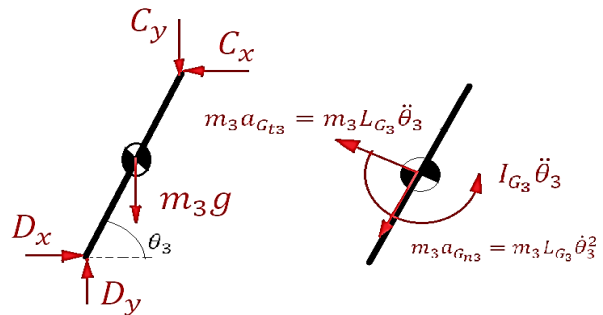


شکل ۸ نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه‌های مختلف لینک ۳ (۴۰ تا ۵۰ درجه)



شکل ۹ الف-نیروی وارد بر مفصل ران، ب-نیروی وارد بر مفصل مچ، ج-نیروی وارد بر مفصل رکاب دوچرخه و د-گشتاور وارد بر مفصل رکاب دوچرخه (بر حسب طول لینک ۴ در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳)

است. برآیند نیروی وارد بر مفصل D برابر $F_D = \sqrt{D_x^2 + D_y^2}$ است. با حل ۹ معادله (۸) تا (۱۶)، ۹ مجهول $A_x, A_y, B_x, B_y, C_x, C_y$ و D_x, D_y, D_x, D_y و T_3 بدست می‌آید.



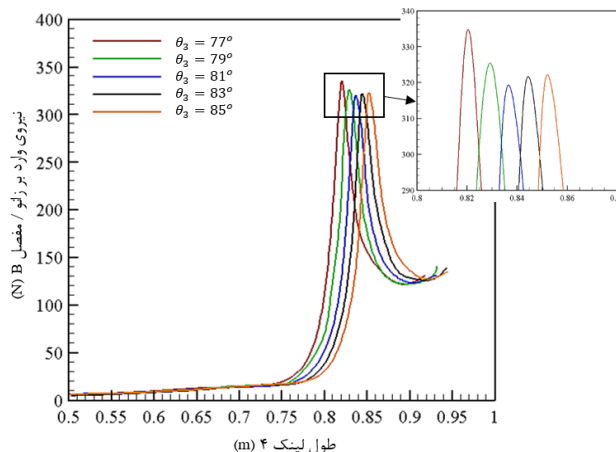
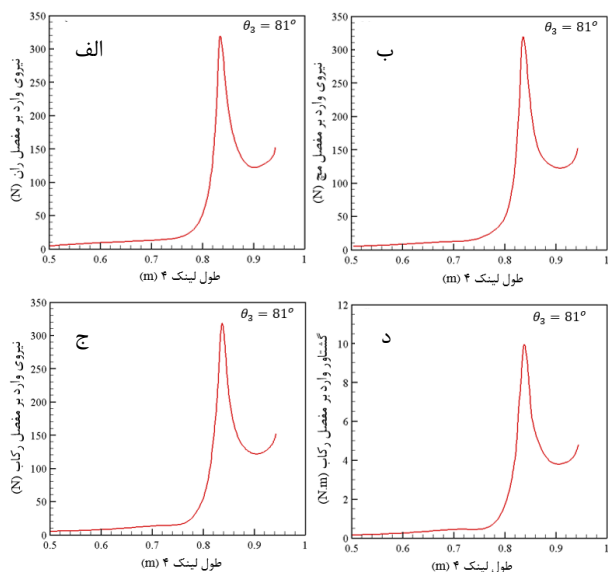
شکل ۷ تحلیل سینتیکی لینک ۳

۳- حل عددی

حل عددی معادلات به کمک یک کد عددی نوشته شده به کمک نرم افزار مطلب انجام شد. تغییرات افقی زین دوچرخه (y) در شکل (۴) از ۲ تا ۳۰ سانتی‌متر و تغییرات ارتفاع زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب (x) در شکل (۴) از ۵۰ تا ۹۰ سانتی‌متر در نظر گرفته شد. بازه‌ی تغییرات افقی و ارتفاع زین به اندازه‌ی کافی بزرگ در نظر گرفته شده است تا تحلیل مناسبی از مکانیزم رکاب‌زنی توسط یک ورزشکار انجام شود. فرض می‌شود نیرویی که دوچرخه‌سوار به رکاب وارد می‌کند تقریباً بین زاویه $\theta_3 = 10^\circ$ تا $\theta_3 = 150^\circ$ (فاز فشار در شکل ۱) باشد. مقادیر ورودی کد عددی در جدول (۱) نشان داده شده است. این داده‌ها برای یک ورزشکار فرضی در نظر گرفته شده است و برای هر ورزشکار دیگری قابل اندازه‌گیری و اعمال در کد عددی است.

جدول ۱ مقادیر داده‌های ورودی کد عددی

ردیف	متغیر	مقدار	واحد
۱	L_1	۰٫۴۸	m
۲	L_2	۰٫۴۷	m
۳	L_3	۰٫۲۰	m
۴	m_1	۱۲	kg
۵	m_2	۸	kg
۶	m_3	۰٫۵	kg
۷	$\dot{\theta}_3$	۱۳	rad/s
۸	$\ddot{\theta}_3$	۰	rad/s ²



شکل ۱۰ نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه‌های مختلف لینک ۳ (۷۷ تا ۸۵ درجه)

شکل ۱۱ الف-نیروی وارد بر مفصل ران، ب-نیروی وارد بر مفصل مچ، ج-نیروی وارد بر مفصل رکاب دوچرخه و د-گشتاور وارد بر مفصل رکاب دوچرخه (بر حسب طول لینک ۴ در زاویه ۸۱ درجه‌ی لینک ۳)

برای مقایسه‌ی دقیق تر و درک اختلاف نیروی وارد بر مفاصل در دو زاویه‌ای که کمترین و بیشترین ماکزیمم نیرو را بر زانو وارد می‌کند، به مقایسه‌ی مقادیر ماکزیمم نیرو و گشتاور در مفاصل مختلف در دو زاویه‌ی ۴۵ و ۸۱ درجه‌ی لینک ۳ پرداخته می‌شود. این مقایسه در جدول (۲) ارائه شده است. همانطور که مشاهده نیروی وارد بر مفاصل مختلف در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳ حدود 1600 N از نیروی وارد بر مفاصل مختلف در زاویه‌ی ۸۱ درجه‌ی لینک ۳ بیشتر است. این مقدار برای گشتاور وارد بر مفصل رکاب حدود 270 N.m می‌باشد.

جدول ۲ مقایسه‌ی مقادیر ماکزیمم نیرو و گشتاور در مفاصل مختلف در دو زاویه‌ی ۴۵ و ۸۱ درجه‌ی لینک ۳

ردیف	نیرو/گشتاور	در $\theta_3=45^\circ$ ($L_4=0.66\text{m}$)	در $\theta_3=81^\circ$ ($L_4=0.84\text{m}$)
۱	F_A (N)	۱۹۷۹٫۲۲	۳۱۸٫۱۵
۲	F_B (N)	۱۹۷۶٫۹۴	۳۱۹٫۱۶
۳	F_C (N)	۱۹۸۰٫۵۲	۳۱۸٫۵۰
۴	F_D (N)	۱۹۷۷٫۹۰	۳۱۷٫۹۱
۵	T_D (N.m)	۲۷۹٫۸۷	۹٫۹۴

با توجه به اینکه هدف اصلی در این تحقیق تعیین موقعیت بهینه زین دوچرخه نسبت به مرکز دوران رکاب است، تا نیروی کمتری به زانوی دوچرخه سوار وارد شود، به بررسی وضعیتی می‌پردازیم که بیشترین نیرو به زانو وارد می‌شود. به عبارتی به

شکل (۸) نیروی وارد بر مفصل B (زانو) بر حسب طول لینک ۴ (فاصله‌ی زین تا مرکز دوران رکاب) را نشان می‌دهد.

در هر یک از منحنی‌های این شکل، دو مقدار ماکزیمم وجود دارد و این به این معنی است که تغییر طول لینک ۴ در دو مرحله باعث افزایش نیروی وارد بر زانو می‌شود. خطرناک‌ترین زاویه، ۴۵ درجه می‌باشد، زیرا در طول 0.66m لینک ۴ بیشترین نیرو را به زانوی فرد وارد می‌کند. مقدار نیرو در این زاویه و در نقطه‌ی ماکزیمم اول تا حدود 2000 N می‌رسد. این نیرو در فاز فشار وارد می‌شود (شکل ۱ مشاهده شود). همانطور که در شکل (۱) مشخص است در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳ (رکاب) تقریباً همه‌ی عضلات به جز عضله‌ی ساقی قدامی (TA) درگیر می‌باشند.

شکل (۹) نیروی وارد بر مفاصل دیگر A (مفصل ران)، C (مفصل مچ) و D (مفصل رکاب) در زاویه‌ی ۴۵ درجه‌ی لینک ۳ (زاویه‌ای که بیشترین نیرو بر مفصل زانو وارد می‌شود) و همچنین گشتاور مفصل D در این زاویه را نشان می‌دهد.

شکل (۱۰) نیروی وارد بر مفصل B (زانو) بر حسب طول لینک ۴ را نشان می‌دهد. همانطور که پیش‌تر اشاره شد، کمترین نیروی وارد بر زانو (حداکثر در حدود 350 N) در این بازه از زاویه‌ی لینک ۳ اتفاق می‌افتد. مشاهده می‌شود که کم‌ترین نیروی وارد بر زانو در نقاط ماکزیمم، در حالتی است که زاویه لینک ۳ برابر با ۸۱ درجه باشد. موقعیت مقدار ماکزیمم این نمودار در طول 0.8355m لینک ۴ بوده و مقدار نیروی آن حدود 320.5 N می‌باشد.

شکل (۱۱) نیروی وارد بر مفاصل دیگر ران، مچ و رکاب در زاویه‌ی ۸۱ درجه‌ی لینک ۳ (زاویه‌ای که کمترین نیرو بر مفصل زانو وارد می‌شود) و همچنین گشتاور مفصل رکاب را نشان می‌دهد.

همچنین اگر موقعیت زین از $y=0.20\text{ m}$ و $x=0.64\text{ m}$ به $y=0.18\text{ m}$ و $x=0.64\text{ m}$ تغییر یابد، فقط با تغییر مکان افقی زین به اندازه 2 cm ، مقدار نیروی وارد بر زانو به اندازه 1500 N افزایش می‌یابد. بنابراین بایستی دقت ویژه‌ای در تنظیم موقعیت زین صرف شود که این هدف به کمک تحقیق حاضر امکان پذیر است.

۵- نتیجه‌گیری

در این تحقیق مدل‌سازی رکاب‌زنی دوچرخه با استفاده از یک مکانیزم ۴ لینکی انجام شد. پس از شناسایی عضلات و مفاصل درگیر در فرایند رانش دوچرخه و مدل‌سازی، معادلات حاکم استخراج و به کمک یک کد عددی حل شد. سپس معادلات برای یک ورزشکار فرضی حل شد و نتایج زیر حاصل شد:

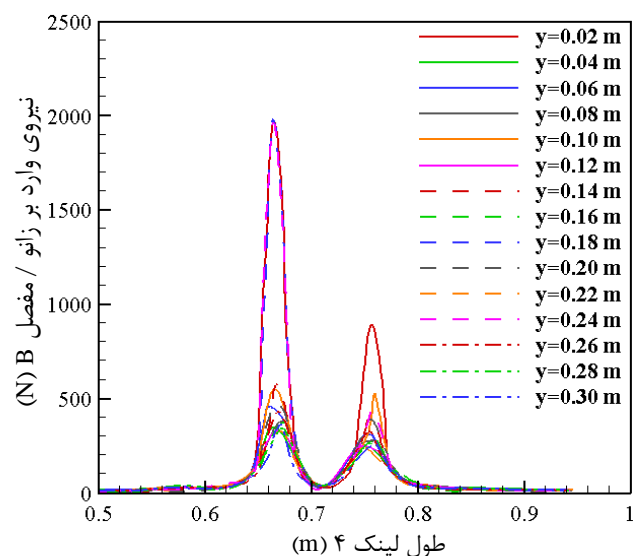
- بیشترین نیرو در وضعیت ساعت ۳ فاز فشار یا زاویه 45° درجه‌ی رکاب بر زانوی دوچرخه سوار وارد می‌شود. در این وضعیت همه‌ی عضلات درگیر در رکاب زنی، به جز عضله ساقی قدامی (TA)، فعال می‌باشند.
- کمترین نیرو در انتهای فاز فشار و در زاویه 81° درجه‌ی رکاب بر زانوی دوچرخه سوار وارد می‌شود.
- نیروی وارد بر زانوی ورزشکار نمونه‌ی این تحقیق در زاویه 45° درجه‌ی رکاب نسبت به زاویه 81° درجه‌ی رکاب حدود 1600 N بیشتر است.
- پس از شناسایی زاویه‌ای که بیشترین نیرو را به زانو وارد می‌کند، با تغییر مکان افقی و عمودی موقعیت زین نسبت به مرکز دوران رکاب دوچرخه، می‌توان نقطه‌ی بهینه‌ای که در آن کمترین نیرو به زانو و سایر مفاصل وارد می‌شود را تعیین کرد.
- تنظیم نامناسب موقعیت زین دوچرخه فقط به اندازه 2 cm می‌تواند نیروی وارد بر مفاصل را تا حدود 1500 N افزایش دهد.

۶- مراجع

- [1] H. Shirmohammadi and M. Mazaheri, "Providing a solution to facilitate the implementation of the cycling system," *The 7th Conference & Exhibition on Environmental Engineering*, 2014, doi: <https://civilica.com/doc/318892>.
- [2] E. G. Brand, "Asymmetry in hip, knee and ankle kinematics in cyclists with chronic unilateral patellofemoral pain," Stellenbosch: Stellenbosch

تعیین موقعیت بهینه‌ی زین در زاویه 45° درجه‌ی لینک ۳ پرداخته می‌شود تا میزان بیشترین نیروی وارد بر زانو به حداقل برسد. در این راستا با تغییر فاصله‌ی افقی زین تا مرکز دوران رکاب (y) نیروی وارد بر مفصل زانو بر حسب طول لینک ۴ بررسی می‌شود. با توجه به اینکه در این حالت طول لینک ۴ و فاصله‌ی افقی زین تا مرکز دوران رکاب دوران معلوم است، فاصله‌ی عمودی زین تا مرکز دوران رکاب نیز قابل محاسبه خواهد بود.

شکل (۱۲) نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه 45° درجه‌ی لینک ۳ برای yهای مختلف را نشان می‌دهد.



شکل ۱۲ نیروی وارد بر زانو بر حسب طول لینک ۴ در زاویه 45° درجه‌ی لینک ۳ در yهای مختلف

آنالیز دقیق نتایج نشان می‌دهد که کمترین مقدار نیروی وارد بر زانو $F_B = 245.34\text{ N}$ است و در $y = 0.22\text{ m}$ برای $L_4 = 0.75\text{ m}$ حاصل می‌شود. بر اساس رابطه‌ی (۲) مقدار $x = 0.72\text{ m}$ خواهد بود. بنابراین برای ورزشکار فرضی تحقیق حاضر بایستی فاصله‌ی افقی زین تا مرکز دوران رکاب 22 cm و فاصله‌ی عمودی زین تا مرکز دوران رکاب 72 cm در نظر گرفته شود تا کمترین نیرو به زانوی ورزشکار وارد شود. اهمیت تنظیم موقعیت زین نسبت به رکاب وقتی به وضوح مشخص می‌شود که دقت کنیم اگر موقعیت زین در $x = 0.62\text{ m}$ و $y = 0.24\text{ m}$ باشد، مقدار نیروی وارد بر زانو 1958.33 N بوده و اگر موقعیت زین $x = 0.73\text{ m}$ و $y = 0.24\text{ m}$ باشد، مقدار نیروی وارد بر زانو 437.50 N است و حدود 1520 N افزایش یافته است. این مقدار افزایش نیروی وارد بر زانو فقط با تغییر مکان عمودی زین به اندازه 11 cm ایجاد شده است (شکل ۱۲).

- journal of sports medicine*, vol. 38, no. 3, pp. 300-303, 2004, doi: <https://doi.org/10.1136/bjism.2002.003350>.
- [9] J. A. Davidson, "Epidemiology and outcome of bicycle injuries presenting to an emergency department in the United Kingdom," *European journal of emergency medicine*, vol. 12, no. 1, pp. 24-29, 2005, doi: <https://doi.org/10.1097/00063110-200502000-00007>.
- [10] B. Clarsen, T. Krosshaug, and R. Bahr, "Overuse injuries in professional road cyclists," *The American journal of sports medicine*, vol. 38, no. 12, pp. 2494-2501, 2010, doi: <https://doi.org/10.1177/0363546510376816>.
- [11] M. Menard, M. Domalain, A. Decatoire, and P. Lacouture, "Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling," *Sports Biomechanics*, 2018, doi: <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1466906>.
- [12] N. A. Turpin and B. Watier, "Cycling biomechanics and its relationship to performance," *Applied Sciences*, vol. 10, no. 12, p. 4112, 2020, doi: <https://doi.org/10.3390/app10124112>.
- [13] W. Holliday, R. Theo, J. Fisher, and J. Swart, "Cycling: Joint kinematics and muscle activity during differing intensities," *Sports biomechanics*, vol. 22, no. 5, pp. 660-674, 2023, doi: <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1640279>.
- University, 2016, doi: <http://hdl.handle.net/10019.1/98568>.
- [3] S. J. Houtz and F. J. Fischer, "An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle," *JBJS*, vol. 41, no. 1, pp. 123-131, 1959, doi: <https://doi.org/10.2106/00004623-195941010-00014>.
- [4] M. Desipres, "An electromyographic study of competitive road cycling conditions simulated on a treadmill," in *Biomechanics IV*: Springer, 1974, pp. 349-355, doi: https://doi.org/10.1007/978-1-349-02612-8_51.
- [5] M. M. Ryan and R. J. Gregor, "EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 2, no. 2, pp. 69-80, 1992, doi: [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(92\)90018-e](https://doi.org/10.1016/1050-6411(92)90018-e).
- [6] I. Faria and P. R. Cavanagh, "The Physiology and Biomechanics of Cycling," *John Wiley & Sons*, 1978, doi: [ISBN 10: 0471254908 ISBN 13: 9780471254904](https://doi.org/10.1002/9780471254904).
- [7] M. Hull and M. Jorge, "A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling," *Journal of biomechanics*, vol. 18, no. 9, pp. 631-644, 1985, doi: [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(85\)90019-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(85)90019-3).
- [8] S. Fordham, G. Garbutt, and P. Lopes, "Epidemiology of injuries in adventure racing athletes," *British*