

The Effect of Pedaling Rate and Resistance against Pedaling in Feasible Pedaling Places on Leg Muscles and Joints Behaviors in Ergometer: A Parametric Study

E. Hazrati¹, and M.R. Azghani^{2*}

¹M.Sc, Biomedical Engineering-Biomechanics, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

²Ph.D, Associate Professor, Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Receipt in the Online Submission System: 3 October 2017, Received in Revised Form: 22 October 2017, Accepted: 26 November 2017

Abstract

Pedaling is one of the common physical activities for muscles strengthening. Pedaling performance is affected by various factors. The purpose of this study is investigating the effect of pedaling rate and resistance moment against pedaling in the feasible pedaling places (kinematics view) on the muscles activity and ankle, knee and hip joints forces. For this purpose, the biomechanical model of human movement system presented in AnyBody software, is used. The mechanical power of pedaling is deemed to constant (200 w). The Pedaling rate of 40, 60, 80, 100 and 120 rpm and the resistance moment of 0, 5, 10, 15 and 20 Nm, are considered in the pedaling feasible places. Results indicate that although the range of pedaling feasible places is proper by the kinematics view, however changing the pedaling rate and the applied resistance moment, all of the pedaling places from this range cannot be proper due to the excessive muscles activity (more than 0.95). In the pedaling rate of 80, 100 and 120 rpm by applying the resistance moment of 0 and 5 Nm, approximately all of the feasible places are suitable (muscles activity are less than 0.95). By increasing the pedaling rate in a constant resistance moment, the large part and reversely, by increasing the resistance moment in a constant pedaling rate, the small part of feasible range are appropriate. Joints forces increase with decreasing the pedaling rate and increasing the applied resistance moment.

Keywords: *Pedaling, Affecting Factors, Musculoskeletal Model, Inverse Dynamic Analysis, Muscles Strengthening, Joints Disorder*

* Corresponding author

Address: Biomechanics Department, Biomedical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, P.O.Box: 51335-1996, Tabriz, Iran

Tel: +98-41-33459491

Fax: +98-41-33444309

E-mail: azghani@sut.ac.ir

اثر سرعت پدال زدن و مقاومت در برابر پدال زدن در محل‌های ممکنه پدال زدن بر رفتار عضله‌ها و مفصل‌های پا در دوچرخه ثابت: مطالعه پارامتریک

الهام حضرتی^۱، محمودرضا آذغانی^{۲*}

^۱ کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی - بیومکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز
^۲ دانشیار، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۷/۱۱، بازنگری: ۱۳۹۶/۷/۳۰، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۹/۵

چکیده

پدال زدن با دوچرخه ثابت یکی از فعالیت‌های فیزیکی پرکاربرد برای تقویت عضله‌ها است. عامل‌های مختلفی بر عملکرد پدال زدن اثر می‌گذارند. هدف در این مطالعه، بررسی اثر تغییر سرعت پدال زدن و گشتاور مقاومتی اعمالی در برابر پدال زدن در محدوده محل‌های ممکنه پدال زدن (از نظر سینماتیکی) بر فعالیت عضله‌ها و نیروهای مفصلی مچ پا، زانو و ران است. برای این منظور، از مدل بیومکانیکی حرکت انسان ارائه شده در نرم‌افزار انی‌بادی استفاده شد. توان مکانیکی پدال زدن در مقدار ثابت w ۲۰۰ قرار داده شد. سرعت یا نرخ پدال زدن ۴۰، ۶۰، ۸۰، ۱۰۰ و 120 rpm و گشتاور مقاومتی اعمالی در برابر پدال زدن ۰، ۵، ۱۰، ۱۵ و 20 Nm ، در محدوده محل‌های ممکنه پدال زدن در نظر گرفته شد. نتایج نشان داد که اگرچه محدوده محل‌های ممکنه پدال زدن از نظر سینماتیکی مناسب است، با تغییر سرعت پدال زدن و گشتاور مقاومتی اعمالی، تمام محل‌های پدال زدن از این محدوده، به دلیل فعالیت بیش از حد عضله‌ها (بیش از ۰/۹۵)، مناسب نیستند. در نرخ پدال زدن ۸۰، ۱۰۰ و 120 rpm با اعمال گشتاور مقاومتی ۰ و 5 Nm ، به طور تقریب تمام محل‌های ممکنه مناسب هستند (فعالیت عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵). با افزایش سرعت پدال زدن در یک سطح گشتاور مقاومتی ثابت، بخش بیشتر و با افزایش گشتاور مقاومتی اعمالی در یک سطح نرخ پدال زدن، بخش کمی از محدوده ممکنه، مناسب (فعالیت عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵) است. نیروهای مفصلی با کاهش سرعت پدال زدن و افزایش گشتاور مقاومتی اعمالی، افزایش می‌یابند.

کلیدواژه‌ها: پدال زدن، عامل‌های اثرگذار، مدل اسکلتی-عضلانی، تحلیل دینامیک معکوس، تقویت عضله‌ها، آسیب‌های مفصلی

* نویسنده مسئول

نشانی: گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران، کد پستی ۱۹۹۶-۵۱۳۳۵

تلفن: ۳۳۴۵۹۴۹۱ (۴۱) ۹۸+

دورنگار: ۳۳۴۴۴۳۰۹ (۴۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: azghani@sut.ac.ir

۱- مقدمه

پدال زدن یکی از فعالیت‌های فیزیکی در حال رشد با هدف‌های مختلف، شامل تفریح و سرگرمی، حمل‌ونقل، رقابت و بازتوانی است [۱، ۲]. این فعالیت فیزیکی، در تقویت توان عضلانی و حفظ و بهبود قدرت فیزیکی اثرگذار است [۳، ۴]، که به افراد با سن بالا، وزن زیاد و بیماران با پوکی استخوان توصیه شده است [۳]. عملکرد پدال زدن تحت تأثیر تعامل بین عامل‌های محیطی (برای مثال، جاذبه، اصطکاک و مقاومت هوا)، بیومکانیکی داخلی (تغییر طول عضله، بازوی گشتاوری عضله و نوع فیبر عضله و آرایش آن) و مکانیکی خارجی (طول بازوی میل‌لنگ، تغییر اندازه و شکل چرخ‌زنجریر و فاصله افقی و عمودی صندلی تا پدال) است [۵، ۶]. فاصله صندلی تا پدال (یکی از ویژگی‌های ساختاری دوچرخه) [۷] و سرعت پدال زدن [۸، ۹]، به‌عنوان عامل‌های مهم اثرگذار در عملکرد پدال زدن شناخته شده‌اند. به این ترتیب، آگاهی از اثر تعاملی این دو عامل بر سینتیک عضله-ها و مفصل‌ها، می‌تواند در تنظیم شرایط مناسب پدال زدن از نظر تقویت عضله‌ها با کاهش احتمال آسیب کمک کند.

در پدال زدن با دوچرخه ثابت، بیشینه بار گشتاوری خم شدن زانو با کاهش ارتفاع صندلی، افزایش می‌یابد؛ اما، تغییر نرخ پدال زدن، اثر قابل توجهی بر آن ندارد [۱۰]. سهم کار مچ پا در ارتفاع صندلی بیشتر، با افزایش نرخ پدال زدن افزایش می‌یابد [۱۱]. مطالعه اریکسون و نیسل^۱ نشان داده است که نیروی مفصل پاتلا فمورال^۲ با تغییر توان و ارتفاع صندلی، تغییر می‌کند؛ اما تغییر نرخ پدال زدن، اثری بر آن ندارد [۱۲].

سطح فعالیت عضله‌های بررسی شده در مطالعه اریکسون و همکارانش نشان داده است که با افزایش نرخ پدال زدن (rpm) ۱۰۰-۴۰۰، سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضله‌های سیرینی بزرگ^۳، دوقلو^۴، نیم‌غشایی^۵، پهن خارجی^۶ و نعلی^۷ افزایش می‌یابد؛ اما، سطح فعالیت عضله‌های راست رانی^۸ و دوسرانی^۹ تغییر نمی‌کند [۱۳]. مطالعه نپتون^{۱۰} و همکارانش با ثبت سیگنال الکترومیوگرافی از ۸ عضله اندام تحتانی در توان w ۲۵۰ و نرخ پدال زدن rpm ۱۲۰-۴۵، نشان داده است که سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضله‌های دوقلو، دوسرانی، نیم‌غشایی

و پهن خارجی با افزایش نرخ پدال زدن، افزایش می‌یابد. رابطه سرعت پدال زدن-سیگنال الکترومیوگرافی در عضله‌های سیرینی بزرگ و نعلی، روند درجه دوم را در نرخ پدال زدن نزدیک به rpm ۹۰ نشان داده است؛ درحالی‌که نرخ پدال زدن، اثری بر فعالیت الکترومیوگرافی عضله‌های راست رانی و درشتنی قدامی^{۱۱} ندارد [۱۴]. به‌طور متضاد، سار و همکارانش اثر قابل توجه سرعت پدال زدن بر سطح فعالیت پهن خارجی و پهن داخلی^{۱۲} را مشاهده نکردند؛ درحالی‌که فعالیت الکترومیوگرافی عضله راست رانی به‌طور قابل توجهی در نرخ پدال زدن کمتر (به‌طور تقریب کمتر از rpm ۶۰)، بیشتر بوده است [۱۵]. بام و لی، اثر تداخلی سرعت پدال زدن و بارهای متفاوت متصل شده به انتهای دیستال ران را در پایان^{۱۳} فعالیت عضله دوسرانی، طول دوره فعالیت عضله راست رانی و بیشینه فعالیت عضله پهن خارجی گزارش کرده‌اند [۱۶]. مطالعه لوسیا^{۱۴} و همکارانش، کاهش سطح فعالیت الکترومیوگرافی عضله‌های پهن خارجی و سیرینی بزرگ با افزایش سرعت پدال زدن در دوچرخه‌سواران حرفه‌ای را نشان داده‌است [۱۷].

علاوه بر اثر هریک از عامل‌های تغییر محل صندلی تا پدال و سرعت پدال زدن بر رفتار عضله‌ها و مفصل‌ها، آگاهی از اثر تداخلی آن‌ها نیز می‌تواند در تنظیم شرایط مناسب پدال زدن کمک کند. روش شبیه‌سازی، علاوه بر فراهم کردن امکان انجام آزمایشات تکراری برای بررسی اثر تغییر هریک از عامل‌های اثرگذار در پدال زدن (با وجود ثابت بودن سایر شرایط)، می‌تواند در تحقیق شرایط مناسب با هزینه کمتر کمک کند [۳، ۱۸]؛ از این‌رو، در این مطالعه از مدل سه‌بعدی پدال زدن استفاده می‌شود. سپس، مطالعه پارامتریک با تغییر دادن سرعت پدال زدن و گشتاور مقاومتی در برابر پدال زدن در محل‌های ممکنه پدال زدن (از نظر سینماتیک حرکت) [۱۹] انجام می‌شود. اثر آن‌ها بر فعالیت عضله‌ها و نیروهای عکس‌العملی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران پا، ارزیابی می‌شوند.

۲- مواد و روش‌ها

در این مطالعه، از مدل بیومکانیکی از سیستم حرکتی انسان (براساس داده‌های آنتروپومتری ۵۰٪ میانی مردان اروپایی با

^۱ Rectus Femoris^۲ Biceps Femoris^۳ Neptune^۴ Tibialis Anterior^۵ Vastus Medialis^۶ Offset^۷ Lucia^۱ Ericson and Nisell^۲ Patellofemoral^۳ Gluteus Maximus^۴ Gastrocnemius^۵ Semimembranosus^۶ Vastus Lateralis^۷ Soleus

ورودی‌های مستقل از مسئله بهینه‌سازی پدال زدن، حرکت پا و گشتاور میل‌لنگ است. حرکت پا در سیکل پدال زدن، یعنی زاویه پدال از طریق سری فوریه، به صورت زیر تعریف شده است [۲۲]:

$$\varphi = \sum_{i=1}^3 [A_i \cos(\omega_i t) + B_i \sin(\omega_i t)] \quad (4)$$

$$\omega_i = (i-1)2\pi f \quad (5)$$

$$A = [A_1, A_2, A_3], B = [B_1, B_2, B_3] \quad (6)$$

در رابطه ۴، φ زاویه پدال (زاویه پا روی پدال) است. A_i و B_i ضرایب فوریه هستند. f و ω_i به ترتیب، فرکانس طبیعی و فرکانس زاویه‌ای هستند (ω_2 ، سرعت زاویه‌ای شفت میل‌لنگ، به عبارت دیگر نرخ پدال زدن است) (رابطه ۵). حرکت پا در طول پدال زدن با A و B (رابطه ۶)، کنترل می‌شود. الگوی گشتاور میل‌لنگ (M) به صورت تابع سینوسی (رابطه ۷) تعریف شده است [۲۲].

$$M = M_{\text{Offset}} + (M_{\text{Offset}} - M_{\text{TDC}}) \sin(4\pi f t + \alpha_M) \quad (7)$$

گشتاور متوسط (M_{Offset})، داده ورودی است. گشتاور در نقطه مرگ بالا (M_{TDC}) و زاویه فاز (α_M)، به عنوان متغیرهای مستقل در طول بهینه‌سازی تعیین می‌شوند. فرکانس زاویه‌ای تابع گشتاور، دوبرابر فرکانس دورانی پدال است (به دلیل شامل شدن دو پا).

۲-۱- مرحله پیش-تحلیل

توان مکانیکی و طول بازوی پدال، به ترتیب 170 W و $17/5 \text{ cm}$ در نظر گرفته شدند. 182 محل پدال زدن از محدوده محل‌های ممکنه پدال زدن (استخراج شده از 2400 بار تحلیل سینماتیکی) [۱۹] برای انجام تحلیل سینماتیکی برای مطالعه حاضر در نظر گرفته شدند. ارتفاع (فاصله عمودی صندلی تا پدال)، محدوده تغییر موقعیت صندلی (فاصله افقی صندلی تا پدال) و میزان تغییر موقعیت صندلی در هر ارتفاع، در جدول ۱ نشان داده شده است. 5 سطح سرعت پدال زدن (40 ، 60 ، 80 ، 100 و 120 rpm) و 5 سطح گشتاور مقاومتی اعمالی به محور دورانی پدال (0 ، 5 ، 10 ، 15 و 20 Nm) انتخاب شدند.

جرم، قد و طول پای بدن به ترتیب، 75 kg ، 176 cm و 100 (با شبیه‌سازی 84 عضله در اندام تحتانی (براساس مدل سه‌جزئی هیل) ارائه شده در نرم‌افزار انی‌بادی^۱ استفاده شد (در این مدل، عضله‌های پهن مانند سرینی کوچک^۲، سرینی میانی^۳، سرینی بزرگ و نزدیک‌کننده بزرگ^۴، هر کدام به صورت ۳ تار مدل شده‌اند). مفصل‌های ران، زانو و مچ پا، به ترتیب ۱، ۲ و ۳ درجه آزادی دارند (مفصل ران: خم/باز شدن، دور/نزدیک شدن و چرخش داخلی/خارجی به ترتیب در صفحه xy ، yz و xz مفصل زانو: خم/باز شدن در صفحه xy و مفصل مچ پا: خم/باز شدن و دور/نزدیک شدن به ترتیب در صفحه xy و yz). سیستم مدل‌سازی انی‌بادی برای حل معادلات تعادل به روش دینامیک معکوس، از توابع بهینه استفاده می‌کند [۲۰، ۲۱]. مسئله فراخوانی عضله در روش دینامیک معکوس، به عنوان یک مسئله بهینه‌سازی در سیستم مدل‌سازی انی‌بادی، به صورت زیر فرموله می‌شود:

کمینه می‌شود،

$$G(F^{(M)}) = \max \sum_{i=1}^{n(M)} \left(\frac{F_i}{N_i} \right)^\beta \quad (1)$$

با شرط‌های

$$cf = d \quad (2)$$

و

$$0 \leq F_i^{(M)} \leq N_i, i \in \{1, \dots, n^{(M)}\} \quad (3)$$

که G ، تابع هدف مسئله بهینه‌سازی است (رابطه ۱) و با توجه به بیشینه نیروهای مجهول (f) در مسئله (شامل نیروهای عضله و عکس‌العملی مفصل‌ها)، کمینه می‌شود. F_i و N_i به ترتیب نیروی عضله و قدرت عضله هستند. توان معیار بهینه‌سازی (β) در سیستم مدل‌سازی انی‌بادی، سینرژی بین عضله‌ها را نشان می‌دهد ($\beta = 3$). معادلات تعادل دینامیکی به صورت معادله ۲ است که c ، ماتریس ضرایب برای نیروهای مجهول و d ، نیروهای معلوم (شامل همه بارهای اعمالی و نیروهای اینرسی) هستند. قید نامنفی بودن نیروهای عضله، به صورت رابطه ۳ است [۲۰].

^۱ Gluteus Medius

^۲ Adductor Magnus

^۱ Anybody technology A/S, Aalborg, Denmark, version 5.3.1.3556

^۲ Gluteus Minimus

از داده‌های مربوط به فعالیت عضله‌ها در هر فاز، میانگین، انحراف معیار و ضریب تغییرات محاسبه شدند. در هر یک از محل‌های پدال زدن ممکنه، فازهای با ضریب تغییرات کمتر از یک (بازه پایدار) در نظر گرفته شدند. بیشینه مقدار فعالیت برای هر عضله، از میان مقادیر میانگین در فازهای پایدار (Act) مربوط به هر یک از محل‌های پدال زدن ممکنه در هر یک از ۲۵ حالت پدال زدن (از نظر سرعت پدال زدن و گشتاور مقاومتی)، استخراج شدند. در هر حالت پدال زدن، محل‌های پدال زدن را که رابطه ۸ در آن محل‌ها برقرار بوده است (برای ۴۲ عضله)، وارد پایگاه داده شدند. برای تحقیق پایگاه داده، کدی در نرم‌افزار متلب با دو گام کاری نوشته شد.

$$Act \leq 0.95 \quad (8)$$

در گام کاری ۱، ۱۲ عضله (نعلی، درشت‌نئی قدامی، پهن خارجی، پهن داخلی، پهن میانی، دوسرانی سرکوتاه، سرنی بزرگ (متوسط ۳ تار مدل شده)، دوقلو، راست رانی، نیم‌وتری، نیم‌غشایی و دوسرانی سربلند) از میان ۴۲ عضله انتخاب شدند. میانگین و انحراف معیار فعالیت (Act) عضله‌های نام‌برده در محل‌های پدال زدن مربوط به هر یک از حالت‌های پدال زدن محاسبه شدند.

در گام کاری ۲، بیشینه میانگین نیروهای عکس‌العملی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در سه راستا (F_{AP} ، F_{ML} و F_{PD})، مشابه با محاسبات انجام شده روی داده‌های فعالیت عضله‌ها، در ۱۸۲ محل پدال زدن استخراج شدند. به این ترتیب، بیشینه میانگین نیروهای عکس‌العملی کل ($F - Total$) مفصل‌های مچ پا، زانو و ران در محل‌های پدال زدن مربوط به هر یک از حالت‌های پدال زدن، به صورت رابطه ۹ محاسبه شدند.

$$F - Total = \sqrt{F_{AP}^2 + F_{ML}^2 + F_{PD}^2} \quad (9)$$

سپس متوسط و انحراف معیار نیروی عکس‌العملی کل مفصل‌ها در محل‌های پدال زدن، مربوط به هر یک از حالت‌های پدال زدن، محاسبه شدند.

به این ترتیب، روند تغییر فعالیت عضله‌ها و نیروهای عکس‌العملی مفصل‌ها در محل‌های پدال زدن مربوط به حالت‌های مختلف پدال زدن (گشتاور مقاومتی-نرخ پدال زدن)، بررسی می‌شود.

جدول (۱) - مشخصات محل‌های پدال زدن مورد مطالعه از محدوده محل‌های ممکنه پدال زدن [۱۹]

ارتفاع صندلی (cm)	محدوده تغییر موقعیت صندلی (cm)	میزان تغییر موقعیت صندلی (cm)
۴۹	۴۳-۵۶	۱۳
۵۱	۴۰-۵۵	۱۵
۵۳	۳۸-۵۸	۲۰
۵۵	۳۵-۵۶	۲۱
۵۷	۳۳-۵۶	۲۳
۵۹	۳۰-۵۴	۲۴
۶۱	۲۸-۵۲	۲۴
۶۳	۲۶-۵۰	۲۴
۶۵	۲۴-۴۸	۲۴
۶۷	۲۲-۴۵	۲۳
۶۹	۲۰-۴۲	۲۲
۷۱	۱۸-۳۹	۲۱
۷۳	۱۵-۳۶	۲۱
۷۵	۱۱-۳۱ و ۰	۲۰
۷۷	۷-۲۷ و ۰	۲۰
۷۹	۲-۲۱ و ۰	۱۹

۲-۲- مرحله تحلیل

برای تحلیل دینامیک معکوس، کدی در نرم‌افزار متلب^۱ با قابلیت تغییر و مدیریت هم‌زمان متغیرها (ارتفاع صندلی، موقعیت صندلی، سرعت پدال زدن و گشتاور مقاومتی اعمالی) نوشته شد. با اجرای این برنامه در انی‌بادی کنسول^۲، خروجی‌های حاصل از تحلیل، شامل میزان فعالیت ۴۲ عضله و نیروهای عکس‌العملی مفصل‌های ران، زانو و مچ پای راست در سه راستای داخلی-خارجی (F_{ML})، قدامی-خلفی (F_{AP}) و فوقانی-تحتانی (F_{PD})، در ۵۱ گام زمانی و به‌طور جداگانه در فایل مربوطه ذخیره شدند. خروجی‌های حاصل از تحلیل، در مرحله پس-تحلیل بررسی شدند.

۳-۲- مرحله پس-تحلیل

در ابتدای این مرحله، ساده‌سازی داده‌ها انجام شد. به این ترتیب که در هر یک از حالت‌های پدال زدن، داده‌های ۴۸ گام زمانی برای فعالیت و نیروهای عکس‌العملی مفصل‌های مچ پا، زانو و ران (در سه راستا) در یک سیکل پدال زدن در نظر گرفته شد. سپس ۴۸ داده حاصل از یک سیکل پدال زدن به ۸ قسمت تقسیم شدند (برای تقسیم‌بندی راحت‌تر داده‌های یک سیکل پدال زدن به ۸ قسمت، داده‌های ۴۸ گام زمانی یک سیکل پدال زدن در نظر گرفته شد).

^۲ AnyBody console

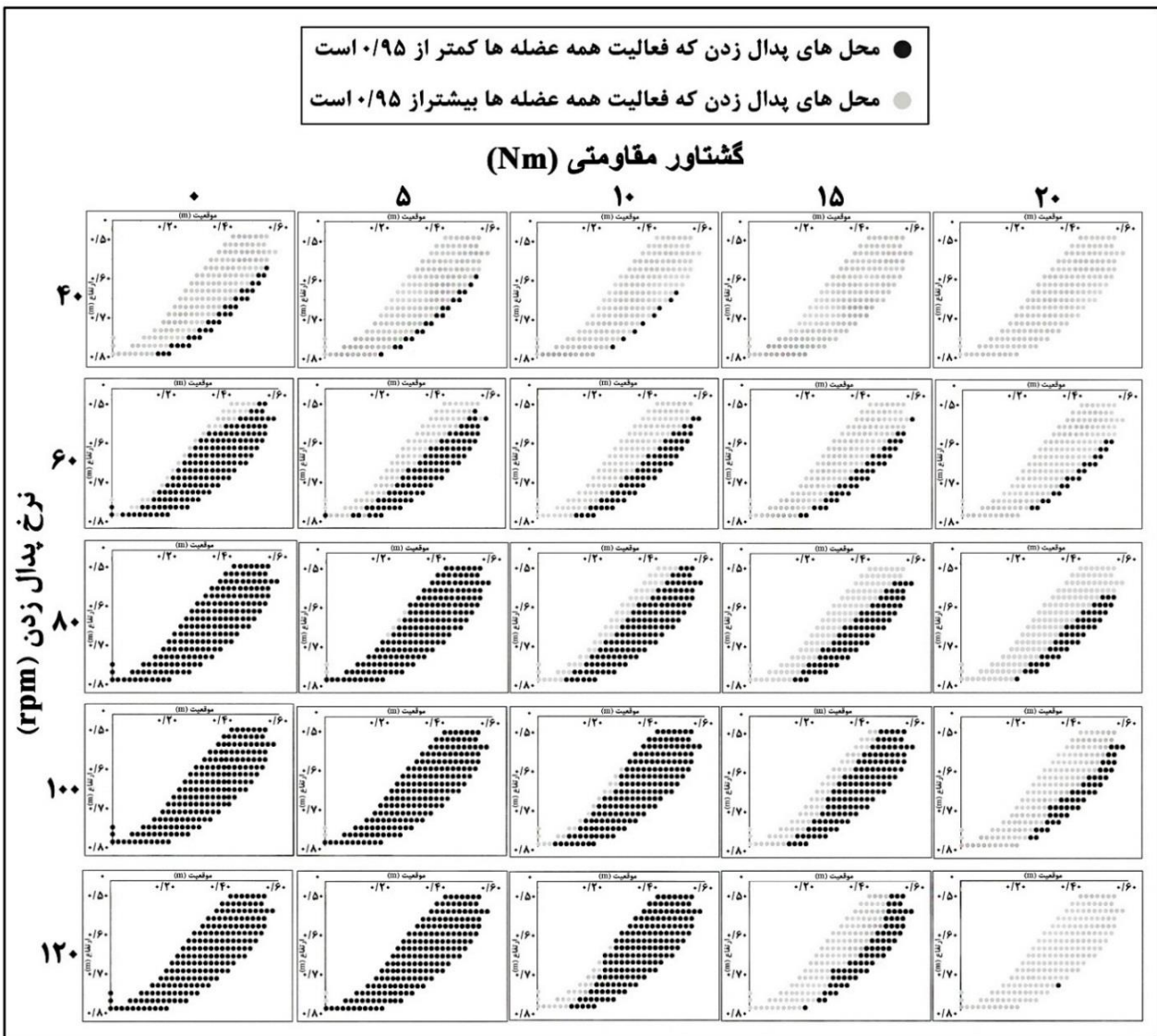
^۱ Matlab

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- رفتار عضله‌ها

در شکل ۱، محل‌های پدال زدن از محدوده محل‌های ممکنه در هریک از حالت‌های پدال زدن (گشتاور مقاومتی-نرخ پدال زدن) با فعالیت عضلانی کمتر از ۰/۹۵ (برقراری شرط گفته شده در رابطه‌ی ۸)، به رنگ سیاه و محل‌های پدال زدن با فعالیت عضلانی بیشتر از ۰/۹۵، به رنگ طوسی مشخص شده‌اند. به‌طور تقریبی، در یک گشتاور مقاومتی ثابت، با افزایش نرخ پدال زدن در محل‌های پدال زدن بیشتری از محدوده محل‌های ممکنه، فعالیت عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵ است. به‌طور عکس، در

یک نرخ پدال زدن ثابت، با افزایش گشتاور مقاومتی در محل‌های پدال زدن کمتری از محدوده محل‌های ممکنه (حاشیه انتهایی)، فعالیت عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵ است. این موضوع، حاکی از اثر تداخلی عامل‌های گفته‌شده (ارتفاع صندلی، موقعیت صندلی، نرخ پدال زدن و گشتاور مقاومتی اعمالی) است. در جدول ۲، تعداد محل‌های پدال زدن برای هریک از حالت‌های پدال زدن (گشتاور مقاومتی-نرخ پدال زدن)، جمع‌آوری شده است.



شکل (۱) - محل‌های پدال زدن از محدوده محل‌های ممکنه مربوط به ۲۵ حالت پدال زدن (۵ سطح نرخ پدال زدن و ۵ سطح گشتاور مقاومتی مختلف) با فعالیت کمتر و بیشتر از ۰/۹۵ عضله‌ها (به‌ترتیب، نقاط سیاه و طوسی)

محل‌های کمتری از محدوده محل‌های ممکنه، فعالیت عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵ باشد.

عضله‌های نعلی، درشت‌نئی قدامی، پهن خارجی، پهن داخلی، پهن میانی، سرینی بزرگ (متوسط ۳ تار مدل شده)، دوقلو، راست رانی، نیم‌وتری، نیم‌غشایی و دوسررانی، به‌عنوان عضله‌های مهم در پدال زدن شناخته شده‌اند [۲۳]. شکل ۲، میانگین فعالیت این عضله‌ها را در محدوده محل‌های مربوط به هر یک از حالت‌های پدال زدن (گشتاور مقاومتی-نرخ پدال زدن) نشان می‌دهد. انحراف معیار در هر یک از نمودارها، نشان‌دهنده اثر تغییر محل صندلی در فعالیت عضله‌ها در هر یک از حالت‌های پدال زدن است. روند تغییر فعالیت عضله‌ها با تغییر محل صندلی در محدوده محل‌های ممکنه بررسی شده است [۱۹].

در حالت‌های پدال زدن ۸۰-۰، ۸۰-۵، ۱۰۰-۰، ۱۰۰-۵، ۱۲۰-۰ و ۱۲۰-۵ rpm-Nm، که فعالیت عضله‌ها به‌طور تقریبی در تمام محل‌های ممکنه کمتر از ۰/۹۵ است (جدول ۲)، می‌توان گفت بیشترین فعالیت عضله‌های نعلی، درشت‌نئی قدامی، سه عضله پهن (خارجی، داخلی و میانی)، نیم‌غشایی و دوسررانی سربلند در حالت پدال زدن ۸۰-۵ rpm-Nm و عضله‌های دوسررانی سرکوتاه، سرینی بزرگ (متوسط)، راست رانی، نیم‌وتری و دوقلو در حالت پدال زدن ۱۲۰-۵ rpm-Nm صورت می‌گیرد.

کمترین فعالیت عضله‌های نعلی، سه عضله پهن، نیم‌غشایی و دوسررانی سربلند در حالت پدال زدن ۱۲۰-۰ rpm-Nm، عضله‌های درشت‌نئی قدامی، سرینی بزرگ (متوسط)، راست رانی و نیم‌وتری در حالت ۱۰۰-۰ rpm-Nm و عضله‌های دوسررانی سرکوتاه و دوقلو در حالت ۸۰-۰ rpm-Nm، حاصل می‌شود. فعالیت عضله‌ها، به‌جز عضله دوقلو، با افزایش نرخ پدال زدن در یک گشتاور مقاومتی ثابت، کاهش می‌یابد؛ شاید به این دلیل که عضله دوقلو، یکی از عضله‌های دومفصلی مچ پا-زانو است [۲۴]. به‌دلیل تأثیر افزایش نرخ پدال زدن در دامنه حرکتی (ROM) مچ پا [۱۱] و در نتیجه تغییر سرعت کوتاه شدن عضله، ظرفیت تولید نیروی این عضله تحت تأثیر قرار می‌گیرد [۲۵].

افزایش فعالیت عضله‌های نعلی و سرینی بزرگ با کاهش نرخ پدال زدن، در تضاد با مطالعه اریکسون و همکارانش [۱۳] است؛ اما، نتیجه اثر نرخ پدال زدن در این مطالعه بر سه عضله پهن و سرینی بزرگ، موافق با مطالعه لوسیا و همکارانش است، که کاهش فعالیت الکترومیوگرافی این عضله‌ها با افزایش نرخ پدال زدن را بیان کرده‌اند [۱۷].

جدول (۲) - تعداد محل‌های پدال زدن در هر یک از حالت‌های پدال زدن با فعالیت کمتر از ۰/۹۵

نرخ پدال زدن (rpm)	گشتاور مقاومتی اعمال شده (Nm)				
	۲۰	۱۵	۱۰	۵	۰
۴۰	۰	۰	۸	۱۹	۳۳
۶۰	۲۲	۴۱	۶۵	۹۷	۱۵۰
۸۰	۴۹	۸۲	۱۲۸	۱۷۵	۱۸۲
۱۰۰	۴۷	۱۲۱	۱۶۳	۱۸۰	۱۸۲
۱۲۰	۱	۶۶	۱۵۷	۱۸۰	۱۸۲

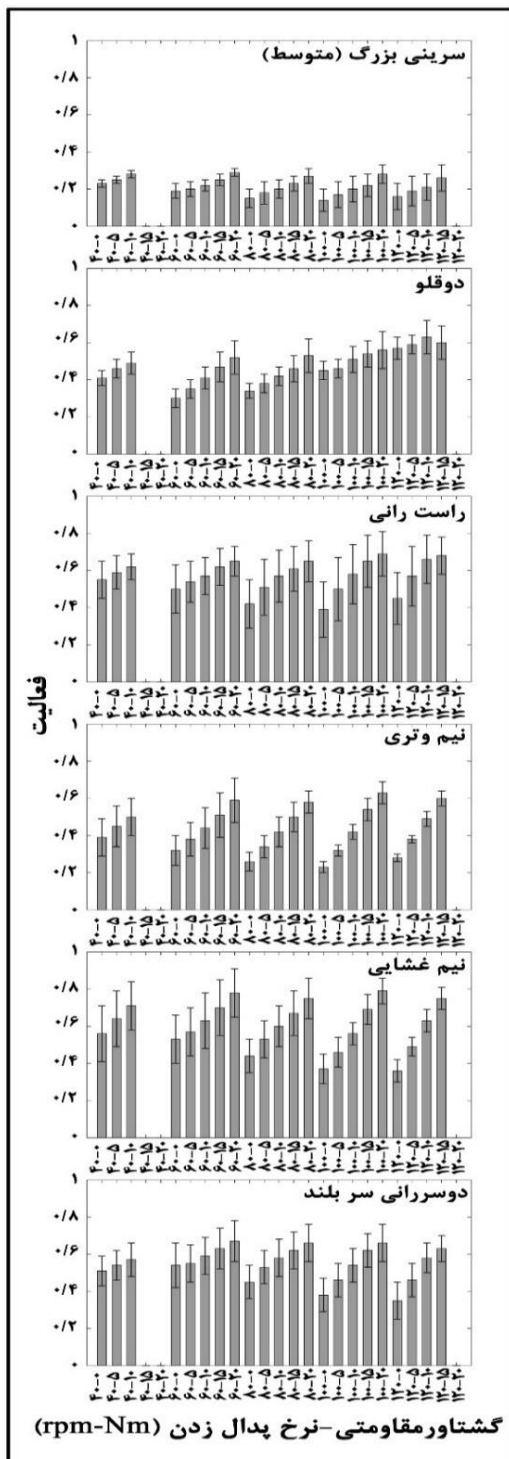
به‌طور تقریبی، در حالت‌های پدال زدن ۸۰-۰، ۸۰-۵، ۱۰۰-۰، ۱۰۰-۵ و ۱۲۰-۰ rpm-Nm در تمام محل‌های پدال زدن، فعالیت تمام عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵ است (بیشینه فعالیت عضله‌ها در حالت‌های مختلف پدال زدن، ۰/۹۵ فرض شده است. به این دلیل که فعالیت عضله‌ها به ۱۰۰ درصد (بیشینه انقباض ارادی (MVC) نرسد). در تمامی محل‌های پدال زدن مربوط به حالت‌های پدال زدن ۱۵-۴۰ و ۲۰-۴۰ rpm-Nm، فعالیت عضله‌ها بیشتر از ۰/۹۵ است و در حالت ۲۰-۱۲۰ rpm-Nm، فعالیت عضله‌ها فقط در یک محل پدال زدن کمتر از ۰/۹۵ است. به این ترتیب، این سه حالت، در بررسی فعالیت عضله‌ها و نیروی عکس‌العملی مفصل‌ها شامل نمی‌شوند.

در هر یک از ۲۵ حالت پدال زدن، بیشینه تعداد عضله‌هایی که در هر یک از محل‌های پدال زدن دارای فعالیت بیشتر از ۰/۹۵ هستند، به‌صورت جدول ۳ است.

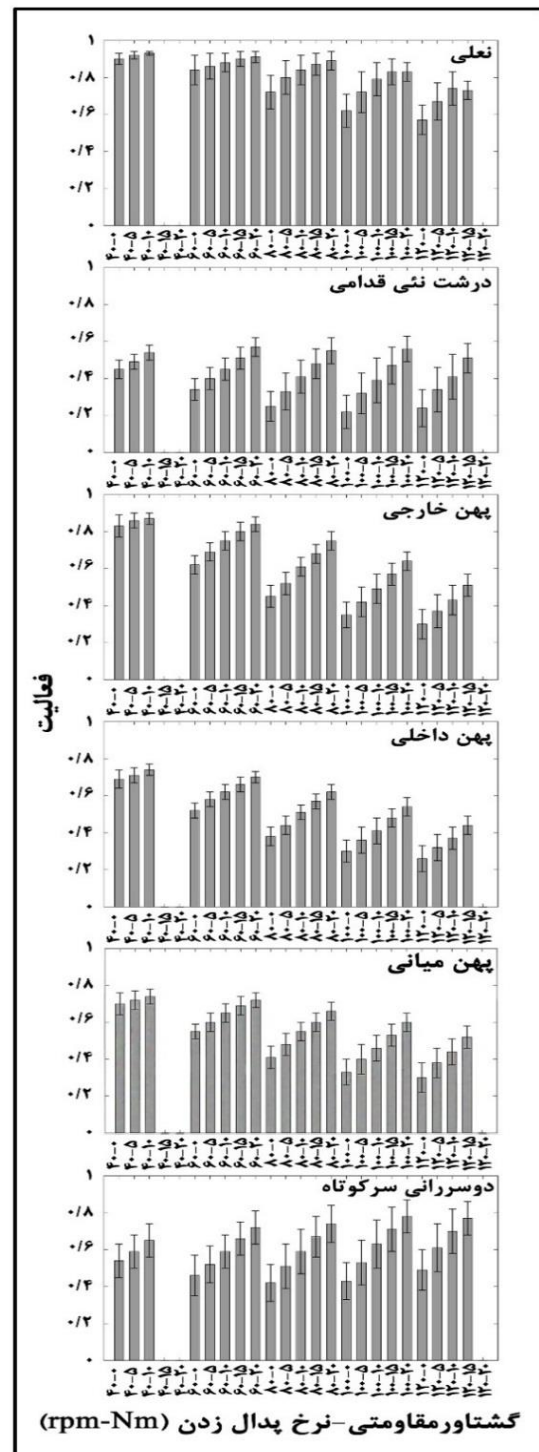
جدول (۳) - بیشینه تعداد عضله‌ها که در هر یک از محل‌های پدال زدن مربوط به نرخ پدال زدن و گشتاور مقاومتی مختلف، دارای فعالیت بیشتر از ۰/۹۵ هستند.

نرخ پدال زدن (rpm)	مقاومت (Nm)				
	۲۰	۱۵	۱۰	۵	۰
۴۰	۳۹	۳۸	۳۶	۲۵	۱۴
۶۰	۳۴	۱۹	۷	۳	۱
۸۰	۲۱	۸	۶	۱	-
۱۰۰	۲۱	۹	۴	۱	-
۱۲۰	۳۰	۱۴	۷	۲	-

می‌توان گفت، اعمال گشتاور مقاومتی زیاد (۲۰-۱۵ Nm) در برابر پدال زدن، به افزایش بیش از حد فعالیت تعداد بیشتری از عضله‌ها منجر می‌شود. همین امر سبب می‌شود که در تعداد



شکل (۲) - ادامه



شکل (۲) - میانگین فعالیت عضله‌ها در محل‌های پدال زدن با فعالیت کمتر از ۰/۹۵ برای ۲۵ حالت پدال زدن (گشتاور مقاومتی - رخ پدال زدن)

۲-۳- رفتار مفصل‌ها

در شکل ۳، اثر تغییر رخ پدال زدن و گشتاور مقاومتی اعمالی بر نیروهای عکس‌العملی کل مچ پا، زانو و ران نشان داده شده است (نیروهای مفصلی به دست آمده در سه راستا، در طول سیکل پدال زدن تغییر می‌کنند؛ برای این منظور، برابند نیروها (نیروی کل) محاسبه شده است). با توجه به شکل ۳، با افزایش

در این مطالعه، توان مکانیکی در مقدار ثابت ۲۰۰ w در نظر گرفته شده است. به طور کلی در یک توان ثابت، افزایش فعالیت عضله‌ها با کاهش رخ پدال زدن و برعکس، کاهش فعالیت عضله‌ها با افزایش رخ پدال زدن، با توجه به رابطه توان (حاصل ضرب سرعت در گشتاور) قابل توجیه است.

عمده در دوچرخه‌سواران گزارش شده است [۲۹]. به این ترتیب، شرایط نامناسب پدال زدن، می‌تواند احتمال آسیب وارده به فرد را افزایش دهد [۳، ۴]. با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان گفت، پدال زدن با سرعت کمتر و اعمال گشتاور مقاومتی بیشتر، می‌تواند به آسیب بیشتر بر افراد منجر شود.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به سرعت پدال زدن ثابت اشاره کرد؛ یعنی سرعت افزایشی و کاهشی در طول سیکل پدال زدن اعمال نشده است. محدودیت دیگر مطالعه، مربوط به روش حل معادلات در نرم‌افزار انی‌بادی است، که به دلیل کمینه شدن یک تابع هدف در روش بهینه‌سازی، فقط عمل آگونویست عضله-ها در نظر گرفته می‌شود.

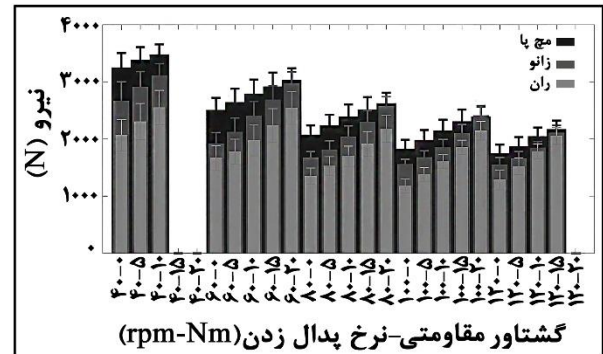
۴- نتیجه‌گیری

محل‌های مختلف پدال زدن از محدوده محل‌های ممکنه (از نظر سینماتیکی) می‌تواند با تغییر نرخ پدال زدن و گشتاور مقاومتی در برابر پدال زدن، از نظر سینتیک عضله‌ها نامناسب باشد. تنظیم نامناسب شرایط پدال زدن می‌تواند به فعالیت بیش از حد عضله‌ها منجر شود، که مانع از ادامه حرکت فرد می‌شود. به‌طور تقریبی، در یک گشتاور مقاومتی ثابت با افزایش نرخ پدال زدن، بخش بزرگی از محدوده محل‌های ممکنه، از نظر سینتیک عضله‌ها مناسب است. به‌طور عکس، در یک نرخ پدال زدن ثابت با افزایش گشتاور مقاومتی اعمالی، بخش کوچکی از محدوده محل‌های ممکنه از نظر سینتیک عضله‌ها مناسب است. به‌علاوه، سرعت پدال زدن کمتر و اعمال گشتاور مقاومتی بیشتر، سبب افزایش نیروهای مفصلی مچ پا، زانو و ران می‌شود؛ بنابراین، در نظر گرفتن رفتار عضله‌ها و مفصل‌ها نسبت به تغییر شرایط مختلف پدال زدن (از نظر محل صندلی، سرعت پدال زدن و گشتاور مقاومتی اعمالی)، می‌تواند در تنظیم شرایط مناسب برای تقویت عضله‌ها و کاهش احتمال آسیب مفصلی در افراد سالم و آسیب‌دیده مفید باشد.

۵- مراجع

- [1] D. H. Kotler, A. N. Babu, and G. Robidoux, "Prevention, evaluation, and rehabilitation of cycling-related injury," *Curr. Sports Med. Rep.*, vol. 15, no. 3, pp. 199–206, May, 2016.
- [2] J.-D. Li, H.-P. Huang, H.-L. Lu, F. Liang, and T.-W. Lu, "Effects of Seat Position on Joint Angles

گشتاور مقاومتی اعمالی در هر نرخ پدال زدن، نیروهای مفصلی افزایش می‌یابند (انحراف معیار در نمودارها، نشان‌دهنده اثر تغییر محل صندلی است. روند تغییر نیروهای مفصلی با تغییر محل صندلی در محدوده محل‌های ممکنه بررسی شده است [۱۹].



شکل (۳) - میانگین نیروی عکس‌عملی کل مفصل‌ها در محل‌های پدال زدن با فعالیت کمتر از ۰/۹۵ مربوط به ۲۵ حالت پدال زدن (گشتاور مقاومتی-نرخ پدال زدن)

به‌طور تقریبی در هر سطح گشتاور مقاومتی اعمالی، نیروهای مفصلی با افزایش نرخ پدال زدن، کاهش می‌یابند. دم^۱ و همکارانش نیز با بررسی اثر تغییر نرخ پدال زدن (۴۰، ۶۰ و ۹۰ rpm) بر نیروی مفصل ران، نیروی کمتر را در سرعت پدال زدن بیشتر گزارش کرده‌اند [۲۶].

با مقایسه نیروهای مفصلی در ۶ حالت ۰-۸۰، ۵-۸۰، ۰-۱۰۰، ۵-۱۰۰، ۰-۱۲۰ و ۵-۱۲۰ rpm-Nm (که به‌طور تقریبی در تمام محل‌های پدال زدن، فعالیت عضله‌ها کمتر از ۰/۹۵ است)، می‌توان گفت بیشترین و کمترین نیروی مفصل مچ پا در ۵-۸۰ rpm-Nm و ۰-۱۲۰ rpm-Nm، مفصل زانو در ۵-۸۰ rpm-Nm و ۰-۱۲۰ (تفاوت کمی با حالت ۰-۱۰۰ دارد) و مفصل ران در ۵-۸۰ rpm-Nm (تفاوت کمی با حالت ۵-۱۲۰ دارد) و ۰-۱۰۰ rpm-Nm به‌دست می‌آیند. مطالعه اریکسون و نیسل نیز تأثیر نداشتن نرخ پدال زدن در نیروی تیبیوفمورال^۲ را گزارش کرده‌اند [۲۷]. برعکس، در این مطالعه، اثر تغییر نرخ پدال زدن در نیروهای مفصلی مشاهده شد. این اختلاف نظر، شاید مربوط به اثر تداخلی سایر شرایط پدال زدن (محل پدال زدن و توان) باشد. گشتاور مفصل‌های ران و زانو در پدال زدن، کمتر از سایر حرکت‌ها (مثل پدال زدن) است [۱۰] و گفته شده است که پدال زدن با دوچرخه ثابت، از وارد شدن نیروهای با شدت بالا جلوگیری می‌کند [۲۸]؛ با این حال، درد زانو یکی از مشکلات

^۲ Tibiofemoral

^۱ Damm

- [17] A. Lucia, A. F. S. Juan, M. Montilla, S. Canete, A. Santalla, C. Earnest, and M. Perez, "In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 36, no. 6, pp. 1048–1054, Jun, 2004.
- [18] M. Christophy, N. A. F. Senan, J. C. Lotz, and O. M. O'Reilly, "A musculoskeletal model for the lumbar spine," *Biomech. Model. Mechanobiol.*, vol. 11, no. 1–2, pp. 19–34, Jan, 2012.
- [۱۹]. حضرتی، «بررسی الگوی رفتاری عضلات پا نسبت به تغییرات عامل های مکانیکی خارجی در پدال زدن»، پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی سهند، ۱۳۹۵.
- [20] M. Damsgaard, J. Rasmussen, S. T. Christensen, E. Surma, and M. De Zee, "Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System," *Simul. Model. Pract. Theory*, vol. 14, no. 8, pp. 1100–1111, Nov, 2006.
- [21] M. Mirakhorlo, M. R. Azghani, and S. Kahrizi, "Validation of a musculoskeletal model of lifting and its application for biomechanical evaluation of lifting techniques," *J. Res. Health Sci.*, vol. 14, no. 1, pp. 23–28, May, 2013.
- [22] S. Farahani, W. Bertucci, M. Anderson, M. De zee and J. Rasmussen, "Prediction of crank torque and pedal angle profiles during pedaling movements by biomechanical optimization," *Struct. Multidiscip. Optim.*, vol. 51, no. 1, pp. 251–266, Jan, 2015.
- [23] J. Hamill, K. M. Knutzen, "Biomechanical basis of human movement". Lippincott Williams & Wilkins, Oct, 2006.
- [24] D. J. Sanderson and A. T. Amoroso, "The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 6, pp. 465–471, Dec, 2009.
- [25] D. J. Sanderson, P. E. Martin, G. Honeyman, and J. Keefer, "Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 16, no. 6, pp. 642–649, Dec, 2006.
- [26] P. Damm, J. Dymke, A. Bender, G. Duda, and G. Bergmann, "In vivo hip joint loads and pedal forces during ergometer cycling," *J. Biomech.*, vol. 60, pp. 197–202, Jul, 2017.
- [27] M. O. Ericson and R. Nisell, "Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling," *Am. J. Sports Med.*, vol. 14, no. 4, pp. 285–290, Jan, 1986.
- [28] B. C. Fleming, B. D. Beynnon, P. A. Renstrom, G. D. Peura, C. E. Nichols, and R. J. Johnson, "The strain behavior of the anterior cruciate ligament during bicycling An in vivo study," *Am. J. Sports Med.*, vol. 26, no. 1, pp. 109–118, Jan, 1998.
- [29] J. C. Holmes, A. L. Pruitt, and N. J. Whalen, "Lower extremity overuse in bicycling," *Clin. Sports Med.*, vol. 13, no. 1, pp. 187–205, Jan, 1994.
- and Moments of the Lower Extremities During Cycling," in *Proceedings of the 14th IFToMM World Congress, Taipei, Taiwan*, pp. 73–79, Oct, 2015.
- [3] Y.-H. Shin, J.-S. Choi, D.-W. Kang, J.-W. Seo, J.-H. Lee, J.-Y. Kim, D.-H. Kim, S.-T. Yang, and G.-R. Tack, "A Study on Human Musculoskeletal Model for Cycle Fitting: Comparison with EMG," *World Acad. Sci. Eng. Technol. Int. J. Medical, Heal. Biomed. Bioeng. Pharm. Eng.*, vol. 9, no. 2, pp. 92–96, Jan, 2015.
- [4] C.-C. Yen, "Influence of the Seat Position of Recumbent Exercise Bikes on Riding Comfort and Fatigue levels of Male and Female Riders," *J. C.C.I.T.*, vol. 44, no. 1, pp. 53–68, May, 2015.
- [5] D. Too, "Factors affecting performance in human powered vehicles: a biomechanical model," *Hum. Power*, vol. 0, no. 54, pp. 12–16, 2003.
- [6] D. Too, "Biomechanics of cycling and factors affecting performance," *Sport. Med.*, vol. 10, no. 5, pp. 286–302, Nov, 1990.
- [7] M. R. Silberman, D. Webner, S. Collina, and B. J. Shiple, "Road bicycle fit," *Clin. J. Sport Med.*, vol. 15, no. 4, pp. 271–276, Jul, 2005.
- [8] E. W. Faria, D. L. Parker, and I. E. Faria, "The science of cycling," *Sport. Med.*, vol. 35, no. 4, pp. 285–312, Apr, 2005.
- [9] E. W. Faria, D. L. Parker, and I. E. Faria, "The science of cycling: factors affecting performance--Part 2," *Sport. Med.*, vol. 35, no. 4, pp. 313–338, Apr, 2005.
- [10] M. O. Ericson, A. Bratt, R. Nisell, G. Nemeth, and J. Ekholm, "Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling," *Scand. J. Rehabil. Med.*, vol. 18, no. 4, pp. 165–172, Dec, 1985.
- [11] R. R. Bini, A. C. Tamborindeguy, and C. B. Mota, "Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling," *J Sport Rehabil*, vol. 19, no. 3, pp. 301–314, Aug, 2010.
- [12] M. O. Ericson and R. Nisell, "Patellofemoral joint forces during ergometric cycling," *Phys. Ther.*, vol. 67, no. 9, pp. 1365–1369, Sep, 1987.
- [13] M. Ericson, "On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer," *Scand. J. Rehabil. Med. Suppl.*, vol. 16, pp. 1–43, 1986.
- [14] R. R. Neptune, S. A. Kautz, and M. L. Hull, "The effect of pedaling rate on coordination in cycling," *J. Biomech.*, vol. 30, no. 10, pp. 1051–1058, Oct, 1997.
- [15] G. Sarre, R. Lepers, N. Maffiuletti, G. Millet, and A. Martin, "Influence of cycling cadence on neuromuscular activity of the knee extensors in humans," *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 88, no. 4–5, pp. 476–479, Jan, 2003.
- [16] B. S. Baum and L. Li, "Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency," *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 13, no. 2, pp. 181–190, Apr, 2003.